



UNIVERSIDAD DE CUENCA

Facultad de Ingeniería

Carrera de Electrónica y Telecomunicaciones

Sistema de monitoreo cardiaco portátil de una terminación para atención primaria o control médico remoto de pacientes con anomalías cardiacas

*Trabajo de titulación previo a la
obtención del título de Ingeniero en
Electrónica y Telecomunicaciones.*

Autor:

José Luis Espinosa Flores
C.I: 100385935-0
jl_ef@hotmail.es

Director:

Ing. Darwin Fabián Astudillo Salinas, PhD
C.I: 010390703-6

**Cuenca - Ecuador
4 de marzo de 2021**



Resumen

En el presente proyecto se desarrolló un prototipo de monitor cardiaco para dar una alternativa económica de los **Electrocardiograma (ECG)** comerciales. El sistema de monitoreo cardiaco busca compensar algunas de las desventajas que los electrocardiogramas comerciales presentan, tales como un costo elevado, un gran tamaño y un complejo protocolo de ubicación de electrodos.

El prototipo de sensor **ECG** utiliza el microcontrolador ESP32 [1] de Espressif como núcleo de procesamiento y el módulo AD8232 [2] de *Analog Devices* como monitor cardiaco. Para detectar dos tipos de arritmias cardiacas como la bradicardia y taquicardia, se implementó un método de cálculo para la frecuencia cardiaca. Se detectó el punto máximo en cada periodo de la señal cardiaca y se calculó el tiempo que transcurre entre cada uno de estos intervalos. Se implementó filtros **Exponential Moving Average (EMA)** para garantizar un solo pico máximo en cada periodo de la señal cardiaca.

La señal **ECG** en línea se visualiza con características de 10 mm/mV de amplitud y 25 m/s de velocidad de impresión en un *Smartphone* con sistema operativo Android. El *Smartphone* recibe la señal proveniente del sistema de monitoreo cardiaco a través de **Bluetooth Low Energy (BLE)**. Al detectar una anomalía en la frecuencia cardiaca, la App genera una alerta al médico registrado mediante correo electrónico. Se diseñó así mismo un registro de grabaciones **ECG** que permite al paciente abrir y ver sus archivos almacenados en una base de datos externa. En cada grabación se puede visualizar el promedio de la frecuencia cardiaca registrada durante el periodo de grabación.

La interacción del usuario con el sistema de monitoreo cardiaco se dió mediante una aplicación Android desarrollada específicamente para este proyecto. La App está implementada en lenguaje nativo para dar la fluidez necesaria en la gráfica de la señal **ECG**.

Se verificó el funcionamiento del sistema de monitoreo cardiaco. Se realizaron pruebas médicas a 9 pacientes. Del grupo de voluntarios para las pruebas médicas, 4 fueron mujeres y 5 hombres en edades entre 16 a 83 años. Se siguió el protocolo médico indicado por el grupo de cardiólogos vinculados a las pruebas médicas.

Como resultado se obtuvo un prototipo mínimo viable con un diseño comercial, portabilidad, eficiencia energética y un costo aproximado para la fabricación de un dispositivo de 30 USD.

Palabras clave : ECG. EMA. ESP32. AD8232. BLE



Abstract

In the current project, a cardiac monitor prototype was developed to provide an inexpensive alternative to commercial electrocardiograms [ECG](#). The cardiac monitoring system seeks to compensate some of the disadvantages of commercial ECGs, such as high cost, large size, and complex electrode placement protocol.

The prototype [ECG](#) sensor use the ESP32 microcontroller [\[1\]](#) of Espressif as the processing core and AD8232 [\[2\]](#) module of Analog Devices as the cardiac monitor. For the detection two types of cardiac arrhythmias such as bradycardia and tachycardia, a calculation method for heart rate was implemented. The peak point in each period of the cardiac signal was detected and the time between each of these intervals was also calculated. Exponentia Moving Average [EMA](#) filters were implemented to ensure a single maximum peak in each period of the heart signal.

The online [ECG](#) signal is displayed with 10 mm/mV amplitude characteristics and 25 m/s print speed on a Smartphone with Android operating system. The Smartphone receives the signal from the cardiac monitoring system via Bluetooth [BLE](#). Once an anomaly in the heart's rate is detected, the App generates an alert to the registered physician via email. An [ECG](#) recording log was also designed allowing the patient to open and view his or her files stored in an external database. For each recording, the registered average heart rate during the recording period can be displayed.

The user interaction with the cardiac monitoring system was through an Android application developed specifically for this project. The App is implemented in a native language to give the necessary fluency in the [ECG](#) signal graph. The operation of the cardiac monitoring system was verified. Medical tests were performed on 9 patients. The group of volunteers for the medical tests consisted of four women and five men among the ages of 16 and 83 years old. The medical protocol proposed by an involved group of cardiologists in the medical tests was followed.

The result was a minimum viable prototype with a commercial design, portability, efficient energy and an approximate manufacture cost of 30 USD per device.

Keywords : [ECG](#). [EMA](#). [ESP32](#). [AD8232](#). [BLE](#)



Índice general

Resumen	1
Abstract	2
Índice general	3
Índice de figuras	6
Índice de tablas	9
Cláusula de Propiedad Intelectual	10
Cláusula de licencia y autorización para publicación en el Repositorio Institucional	11
Certifico	12
Dedicatoria	13
Agradecimientos	14
Abreviaciones y acrónimos	15
Introducción	17
0.1. Identificación del problema	17
0.2. Justificación	17
0.3. Alcance	18
0.4. Objetivos	20
0.4.1. Objetivo general	20
0.4.2. Objetivos específicos	20
Marco teórico	21
0.5. Anatomía y fisiología del sistema de conducción cardíaco	21
0.5.1. Estructura del corazón	21
0.5.2. Actividad eléctrica del músculo cardíaco	22
0.5.3. Sistema de conducción	22
0.5.4. Anomalías cardíacas	23
0.6. El Electrocardiograma	24
0.6.1. Derivaciones	25



0.6.2.	Interpretación de un electrocardiograma	26
0.6.3.	Monitoreo ambulatorio	28
0.6.4.	Cálculo visual de la frecuencia cardíaca	28
0.6.5.	Ruido e interferencias en el ECG	28
0.7.	IoT	30
0.8.	IoT Healthcare	30
0.8.1.	Estructura de un sensor	30
0.8.2.	Estructura del sistema de monitoreo	31
0.8.3.	Arquitectura IoT	32
0.8.4.	e-Health	32
0.8.5.	WBAN	33
0.9.	Micro soldadura SMD	34
0.10.	Trabajos relacionados	34
Diseño e Implementación		37
0.11.	Arquitectura del sistema	37
0.12.	Pruebas de Hardware	39
0.12.1.	Primera fase	39
0.12.2.	Segunda fase	40
0.13.	Diseño de Hardware módulo ECG AD8232	42
0.14.	Diseño de hardware para microcontrolador ESP32	43
0.14.1.	Circuito regulador de voltaje	43
0.14.2.	Circuito carga de batería	44
0.14.3.	Circuito conversor USB a Serial	44
0.14.4.	Circuito memoria interna 4MB	44
0.14.5.	Circuito Auto Reset	44
0.14.6.	Circuito ESP32-D0WDQ6	45
0.15.	Costo por dispositivo	46
0.16.	Desarrollo de Software	47
0.16.1.	Estructura de código implementado para ESP32	47
0.16.2.	Estructura de código implementado para aplicación Android	50
0.16.3.	Estructura de base de datos	52
0.17.	Verificación mensaje enviado al médico	52
Resultados		54
0.18.	Dispositivos ECG estándar utilizados	54
0.19.	Protocolo para realizar un electrocardiograma	55
0.20.	Pruebas médicas	57
0.20.1.	Gráficas ECG	57
0.20.2.	Tolerancia de error en dispositivos médicos	60
0.20.3.	Análisis de gráficas	60
0.21.	Consumo de energía	61
0.22.	Conclusión	62



Conclusiones y recomendaciones	63
0.23. Conclusiones	63
0.24. Recomendaciones	63
0.25. Trabajos futuros	64
Pruebas médicas	65
Diseños y manuales	74
.1. Diseño PCB	74
.2. Diseño caja	76
.3. Manual de usuario aplicación Android	77
.4. Circuitos ESP32	82
.5. Circuitos AD8232	86
.6. Evidencia de las pruebas médicas realizadas	87
Bibliografía	90



Índice de figuras

1.	Diagrama de bloques del sistema de monitoreo cardíaco	18
2.	Diagrama de flujo del sistema de monitoreo cardíaco	19
3.	Estructura anatómica del corazón [Fuente: [9]]	22
4.	Sistema de conducción del músculo cardíaco [Fuente: [9]]	23
5.	Bradicardia sinusal [Fuente: [13]]	24
6.	Taquicardia sinusal [Fuente: [13]]	24
7.	Triángulo de Einthoven [Fuente: [9]]	25
8.	Derivaciones unipolares [Fuente: [9]]	26
9.	Características de un ECG normal [Fuente: [9]]	27
10.	Ruido Electromiográfico [Fuente: [16]]	29
11.	Ruido del sistema de medición [Fuente: [16]]	29
12.	Interferencia causada por la red [Fuente: [16]]	29
13.	Movimiento de los electrodos [Fuente: [16]]	29
14.	Estructura del sensor IoT [Fuente: [18]]	31
15.	Estructura del sistema de monitoreo IoT Healthcare [Fuente: [19]]	31
16.	Capas IoT [Fuente: [18]]	32
17.	Red de sensores WBAN [Fuente: [20]]	33
18.	Gráfica tolerancia de temperatura ESP32 [21]]	34
19.	Arquitectura de un sistema IoT [Fuente: [29]]	35
20.	Componentes del primer prototipo	38
21.	Esquema de funcionamiento	38
22.	Imagen ECG de prueba Hardware ESP32	39
23.	Diagrama de flujo para pruebas de hardware	40
24.	Diagrama de flujo para pruebas de hardware con transmisión Bluetooth	41
25.	Verificación de la segunda fase de pruebas	41
26.	Diagrama de bloques AD8232	42
27.	Diagrama de bloques ESP32	44
28.	Diagrama de flujo ESP32	48
29.	Diagrama de bloques filtros EMA	48
30.	Diagrama de flujos cálculo BPM	49
31.	Detección puntos máximos para obtención de la frecuencia cardíaca	50
32.	Diagrama de flujo funcionamiento aplicación Android	51



33.	Estructura de base de datos Firebase	52
34.	Correo Enviado	53
35.	Colocación ECG por parte del personal médico	58
36.	Paciente 2 Motara ELI 230	59
37.	Paciente 2 Vital Health UC	59
38.	Paciente 2 comparación	59
39.	Valores de frecuencia cardíaca obtenidos por los sistemas de monitoreo cardíaco	61
40.	Paciente 1 Motara ELI 230	65
41.	Paciente 1 Vital Health UC	65
42.	Paciente 1 comparación	65
43.	Paciente 2 Motara ELI 230	66
44.	Paciente 2 Vital Health UC	66
45.	Paciente 2 comparación	66
46.	Paciente 3 Motara ELI 230	67
47.	Paciente 3 Vital Health UC	67
48.	Paciente 3 comparación	67
49.	Paciente 4 Software	68
50.	Paciente 4 Vital Health UC	68
51.	Paciente 4 comparación	68
52.	Paciente 5 Software	69
53.	Paciente 5 Vital Health UC	69
54.	Paciente 5 comparación	69
55.	Paciente 6 Software	70
56.	Paciente 6 Vital Health UC	70
57.	Paciente 6 comparación	70
58.	Paciente 7 Software	71
59.	Paciente 7 Vital Health UC	71
60.	Paciente 7 comparación	71
61.	Paciente 8 Software	72
62.	Paciente 8 Vital Health UC	72
63.	Paciente 8 comparación	72
64.	Paciente 9 Software	73
65.	Paciente 9 Vital Health UC	73
66.	Paciente 9 comparación	73
67.	Especificaciones técnicas ESP32 [2]	74
68.	PCB vista frontal	75
69.	PCB vista posterior	75
70.	Caja del dispositivo	76
71.	<i>Splash screen</i> e indicaciones del sistema	77
72.	Acceso y registro	78
73.	Menú usuario sin registro	78



74.	Indicaciones usuario sin registro	79
75.	Menú BLE	79
76.	ECG usuario sin registro	80
77.	Menú usuario registrado	80
78.	Menú usuario con registro	81
79.	Menú archivo de señales ECG	81
80.	Circuito regulador de voltaje	82
81.	Circuito de carga de batería	82
82.	Circuito conversor USB a Serial	82
83.	Circuito memoria interna 4MB	83
84.	Circuito cristal 32.768KHz	83
85.	Circuito pulsante 0	83
86.	Circuito led pin 5	83
87.	Circuito pulsante Reset	84
88.	Circuito Auto Reset	84
89.	Circuito del dispositivo de monitoreo cardíaco propuesto	85
90.	Circuito AD8232	86
91.	Circuito AD8232 AUX-Salidas-Led	86
92.	Respuesta en frecuencia del circuito de monitor cardíaco [2]	87
93.	Paciente en estado estático	87
94.	ECG Motara ELI 230 colocado	88
95.	Sistema de monitoreo cardíaco Vital Health UC colocado	89



Índice de tablas

1.	Características de las derivaciones cardíacas.	26
2.	Costos por placa.	46
3.	Características de los Electrocardiogramas	55
4.	Frecuencia cardíaca de Motara ELI 230 vs Vital Health UC	57
5.	Tolerancia de error en dispositivos médicos cardíacos	60



Cláusula de Propiedad Intelectual

Yo, José Luis Espinosa Flores, autor de la tesis “Sistema de monitoreo cardiaco portátil de una terminación para atención primaria o control médico remoto de pacientes con anomalías cardiacas”, certifico que todas las ideas, opiniones y contenidos expuestos en la presente investigación son de exclusiva responsabilidad de su autor.

Cuenca, 4 de marzo de 2021

José Luis Espinosa Flores

100385935-0



Cláusula de licencia y autorización para publicación en el Repositorio Institucional

Yo, José Luis Espinosa Flores en calidad de autor y titular de los derechos morales y patrimoniales del trabajo de titulación “Sistema de monitoreo cardiaco portátil de una terminación para atención primaria o control médico remoto de pacientes con anomalías cardiacas”, de conformidad con el Art. 114 del CÓDIGO ORGÁNICO DE LA ECONOMÍA SOCIAL DE LOS CONOCIMIENTOS, CREATIVIDAD E INNOVACIÓN reconozco a favor de la Universidad de Cuenca una licencia gratuita, intransferible y no exclusiva para el uso no comercial de la obra, con fines estrictamente académicos. Asimismo, autorizo a la Universidad de Cuenca para que realice la publicación de este trabajo de titulación en el repositorio institucional, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Cuenca, 4 de marzo de 2021

José Luis Espinosa Flores
100385935-0



Certifico

Que el presente proyecto de tesis: Sistema de monitoreo cardiaco portátil de una terminación para atención primaria o control médico remoto de pacientes con anomalías cardiacas, fue dirigido y revisado por mi persona.

Ing. Darwin Fabián Astudillo Salinas, PhD
Director



Dedicatoria

Dedico mi proyecto de titulación en primer lugar a Dios quien me dio la fuerza y sabiduría para culminar mi carrera universitaria, a mi padre que siempre estuvo ahí para apoyarme tanto moral como económicamente y ser mi ejemplo a seguir por tener varias cualidades que lo hacen una gran persona, a mi madre por ser quien me impulsó en este largo camino universitario y ser quien siempre supo dar un consejo y motivación cuando se pensaba desistir además de demostrarme con su vida que nunca hay que rendirse, a mi hermano por ser mi apoyo y quien me supo escuchar en los momentos difíciles y quisiera demostrarle al finalizar mi carrera que él también puede hacerlo y de este modo salir adelante y ser un profesional de bien y mas que nada una buena persona. Además a toda mi familia que siempre estuvo presente a lo largo de toda mi vida dando su afecto, cariño y apoyo. Y a todos mis amigos que me hicieron sentir en mi estadía en Cuenca como en familia y por darme su apoyo incondicional.

José Luis Espinosa Flores



Agradecimientos

Agradezco a Dios, porque sin Él nada de esto sería posible, a mis padres por ser mi apoyo a lo largo de mi carrera, a mis profesores quienes me supieron brindar su conocimiento además de sabios consejos que adquirieron en su vida profesional. A la Universidad de Cuenca por abrirme sus puertas. Y de manera principal al Ing. Fabián Astudillo PhD. quien fue mi director de proyecto de titulación y supo brindar ayuda y consejos cuando fue necesario. Además al grupo médico involucrado en el desarrollo del proyecto para la fase de pruebas médicas. A la cardióloga Dra. Alexandra Rojas del Instituto Médico de Especialidades, a la cardióloga Dra. Zucely Pujol y al Internista Josué Moreno pertenecientes al Hospital San Vicente de Paul quienes me brindaron la posibilidad de utilizar sus dispositivos médicos y dar su criterio profesional sobre el funcionamiento de mi dispositivo con relación a los electrocardiogramas estándar al comparar los resultados.

José Luis Espinosa Flores



Abreviaciones y Acrónimos

3G Third generation. [35](#)

4G Fourth generation. [35](#)

5G Fifth generation. [35](#)

ADC Analog to Digital Converter. [30](#), [37](#), [39](#), [40](#), [43](#), [45](#), [47](#)

APP Application. [77](#)

AV Auriculoventricular. [22](#), [23](#)

aVF Augmented vector foot. [25](#), [63](#)

aVL Augmented vector left. [25](#), [63](#)

aVR Augmented vector right. [25](#), [63](#)

BGN Estándars WIFI B, G y N. [37](#)

BJT Bipolar Junction Transistor. [44](#)

BLE Bluetooth Low Energy. [1](#), [2](#), [31](#), [35–37](#), [47](#), [49](#), [50](#), [61](#), [77](#)

bpm Beats per minute. [17](#), [23](#), [24](#), [49](#), [50](#), [52](#), [60](#)

COM Common. [17](#)

CPU Central Processing Unit. [30](#), [32](#), [61](#)

E/S Entrada y salida. [37](#)

ECG Electrocardiograma. [1](#), [2](#), [17](#), [18](#), [20–22](#), [24](#), [27](#), [28](#), [30](#), [31](#), [33](#), [34](#), [37–39](#), [42](#), [43](#), [47](#), [49](#), [50](#), [52](#), [54](#), [57](#), [60–64](#), [77](#)

ECRI Emergency Care Research Institute. [60](#), [62](#)

EEG Electroencefalograma. [34](#)

EMA Exponential Moving Average. [1](#), [2](#), [49](#), [63](#)

EMG Electromiografía. [28](#), [33](#), [34](#)

GPRS General Packet Radio Service. [35](#)

GSM Global System for Mobile communications. [35](#)

IDE Integrated Development Environment. [36](#), [37](#), [39](#), [44](#), [45](#), [47](#), [49](#)

IoT Internet of things. [17](#), [30–36](#)

L Left. [17](#)

LA Left arm. [56](#)

LAN Local Area Network. [35](#)

LED Light Emitting Diode. [43](#), [44](#)



LL Left leg. [25](#), [56](#)

OS Operating system. [36](#)

PC Personal computer. [36](#), [54](#)

PCB Printed Circuit Board. [18](#), [34](#), [46](#), [63](#), [64](#), [74](#), [76](#)

QFN Quad Flat No-Leads. [38](#)

R Right. [17](#)

RA Right arm. [25](#), [56](#)

RF Radiofrecuencia. [45](#)

RFID Radio Frequency Identification. [35](#)

RL Right leg. [25](#), [56](#)

SA Sinoauricular. [22](#), [23](#)

SD Secure Digital. [36](#)

SMD Surface Mounting Device. [34](#), [38](#)

SPI Serial Peripheral Interface. [45](#)

TIC Tecnologías de la Información y la Comunicación. [32](#)

TRL Technology Readiness Levels. [62](#)

USB Universal Serial Bus. [37](#), [43](#), [44](#), [54](#)

WBAN Wireless Body Area Network. [33](#)

WiFi Wireless Fidelity. [17](#), [31](#), [35](#), [37](#), [40](#), [45](#), [51](#)

Wimax Worldwide Interoperability for Microwave Access. [35](#)



Introducción

Este capítulo presenta la identificación del problema (sección 0.1), justificación (sección 0.2), alcance (sección 0.3) y los objetivos del proyecto (sección 0.4).

0.1. Identificación del problema

En situaciones de catástrofes naturales, así como en centros de salud rurales, dispositivos como el ECG [3], por su tamaño y alto costo, no están siempre disponibles. Es por este motivo que se plantea desarrollar un electrocardiograma portátil de una terminación de bajo costo [4], capaz de brindar un análisis oportuno en la atención primaria de pacientes que necesiten un monitoreo cardíaco. El procesamiento de la señal se realizará mediante el análisis de los intervalos propios de la señal cardíaca [5], así como la frecuencia cardíaca.

0.2. Justificación

En el marco del presente proyecto titulado “Sistema de monitoreo cardíaco portátil de una terminación para atención primaria o control médico remoto de pacientes con anomalías cardíacas”, se plantea la adquisición, procesamiento, visualización, almacenamiento y transmisión de señales electrocardiográficas de pacientes para el control y tratamiento oportuno por parte del médico tratante (véase figura: 2).

El desarrollo de la base de datos de señales ECG, se realizará en conjunto con el equipo clínico participante en el proyecto. Se adquirirá la señal de una terminación por parte del electrocardiograma de tres electrodos (Right (R), Left (L) y Common (COM)) además se registrarán los ECG de un total 9 pacientes bajo un protocolo definido en conjunto con el equipo clínico [3], bajo recomendaciones y normativas de funcionamiento de ECG.

Para detectar posibles anomalías en el paciente con relación a su frecuencia cardíaca. El sistema ECG propuesto procesará la señal para calcular el Beats per minute (bpm) a partir de la detección del intervalo RR [5]. Este procesamiento permitirá obtener los parámetros necesarios para estandarizar nuestra señal, a la de señales ECG que cumpla con los requerimientos clínicos, protocolos y normativas que se exigen para el funcionamiento de aparatos de mismas características.

La transmisión de los datos se los realizará mediante el uso de una antena microstrip, que funciona a una frecuencias de 2.4 GHz propias de Wireless Fidelity (WiFi) y Bluetooth. Todo esto en un diseño miniatura acorde al reducido tamaño de la placa, así como a un consumo mínimo de energía que es propio de este tipo de dispositivos Internet of things (IoT) [6].

La visualización de la señal tratada y procesada se dará mediante el desarrollo de una aplicación

Android, con el uso de un teléfono inteligente (véase figura: 2). Esta aplicación permitirá al paciente ingresar al sistema mediante una autenticación de usuario y contraseña, en donde podrá visualizar en tiempo real la señal del ECG bajo los estándares necesarios, así como de la frecuencia cardíaca. Además de poder ingresar a registros de la base de datos para ver el comportamiento de la señal del ECG en una fecha y hora específica.

Se generará una notificación de correo electrónico al médico registrado, si el sistema ECG propuesto detecta una bradicardia o taquicardia. Estas arritmias se relacionan directamente a anomalías en la frecuencia cardíaca del paciente [7].

El desarrollo de una placa Printed Circuit Board (PCB) para el dispositivo de monitoreo cardíaco ECG, utilizará componentes de montaje superficial, para que de este modo sea un circuito miniaturizado y de bajo costo.

0.3. Alcance

Lo que se espera al término de este proyecto es un sistema de monitoreo cardíaco para atención primaria de manera física o remota. Se desarrollará un microcircuito ECG (véase figura: 1) que cumpla con los requerimientos de un dispositivo mínimo viable para el sector de la salud. Esto complementado con la ayuda de un dispositivo inteligente con sistema operativo Android, el mismo que será capaz de recibir los datos transmitidos por el dispositivo y almacenarlos en una base de datos para un análisis posterior a través de sus fechas y horas de grabación. Además, generará notificaciones instantáneas de correo electrónico al momento de detectar anomalías en la señal del ECG.

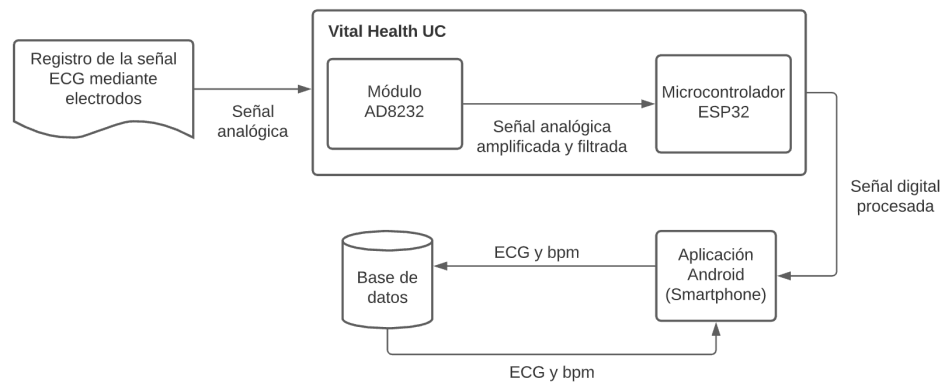


Figura 1: Diagrama de bloques del sistema de monitoreo cardíaco

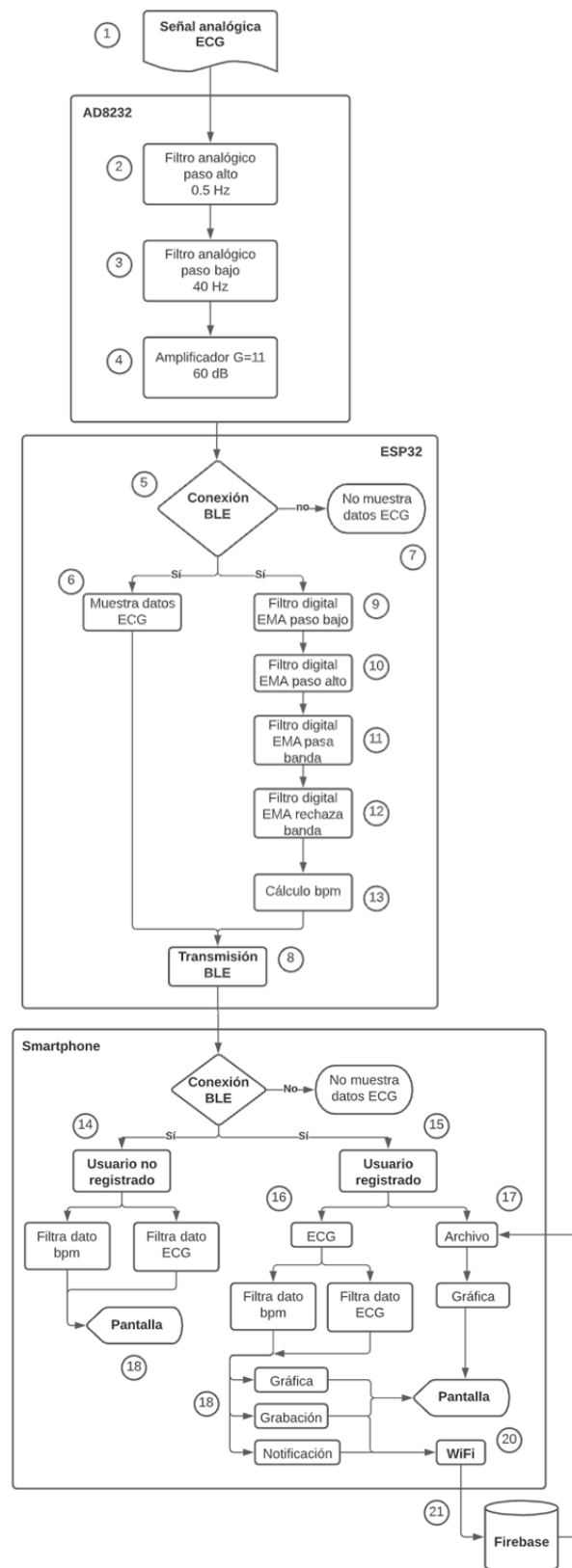


Figura 2: Diagrama de flujo del sistema de monitoreo cardíaco



0.4. Objetivos

0.4.1. Objetivo general

Realizar un sistema de monitoreo cardíaco primario físico o remoto en pacientes con anomalías cardíacas para un rápido y oportuno tratamiento de su médico.

0.4.2. Objetivos específicos

El presente trabajo tiene los siguientes objetivos específicos:

- Registrar una Base de Datos con señales ECG tanto de la señal de la gráfica, así como también de la frecuencia cardíaca del paciente.
- Transmitir los datos mediante la utilización de una antena microstrip en frecuencias de 2.4GHz de pequeño tamaño y bajo consumo energético.
- Detectar anomalías en la frecuencia cardíaca tanto de bradicardia como taquicardia (véase sección: 0.5.4).
- Analizar los intervalos cardíacos característicos para la detección de anomalías en el paciente.
- Visualizar por parte del médico tratante la base de datos del paciente por medio de un dispositivo móvil.
- Visualizar en tiempo real el ECG por medio de una aplicación desarrollada en Android utilizando un teléfono inteligente.
- Notificar al médico tratante por medio de correo electrónico en el caso de que un paciente presente una anomalía cardíaca.



Marco teórico

En este capítulo se detalla conceptos relacionados al desarrollo de este proyecto con un enfoque en el órgano cardíaco y el funcionamiento del [ECG](#).

0.5. Anatomía y fisiología del sistema de conducción cardíaco

0.5.1. Estructura del corazón

El corazón es un órgano musculoso hueco con el tamaño de aproximadamente un puño, su principal función es hacer las veces de una bomba aspirante e impelente, capaz de propulsar la sangre hacia todo el cuerpo humano a través de los vasos sanguíneos. Al relajar este músculo atrae la sangre ubicada en las venas en un proceso llamado diástole, mientras que al contraerse expulsa la sangre hacia las arterias tomando el nombre de sístole [\[8\]](#).

Este órgano se encuentra conformado por el miocardio, el cual cumple propiedades particulares, internamente se encuentra recubierto por el endocardio y exteriormente cubierto por el epicardio, además está rodeado por una membrana serosa denominada pericardio. Funcionalmente el corazón se divide en dos; lado derecho y lado izquierdo, cada uno subdividido por dos cavidades: una aurícula y un ventrículo. En el lado izquierdo, estas cavidades se comunican a través de la válvula mitral, en el lado derecho lo hacen mediante la válvula tricúspide. Existen dos válvulas que controlan el flujo de sangre dentro del corazón: la válvula aórtica y la válvula pulmonar, también conocidas como válvulas semilunares (véase figura: [3](#)).

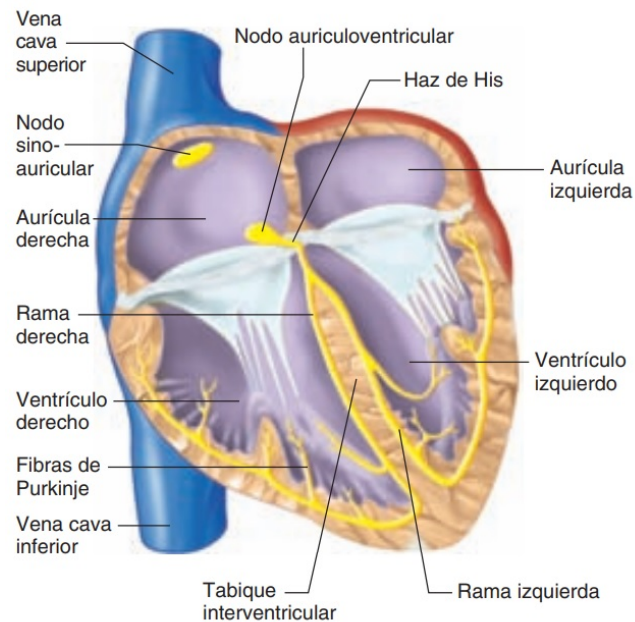


Figura 3: Estructura anatómica del corazón [Fuente: [9]]

0.5.2. Actividad eléctrica del músculo cardíaco

El corazón se sirve de complejos procesos químicos para la generación de contracciones rítmicas y secuenciales a través de sus aurículas y ventrículos (véase figura: 3). Estos procesos generan la liberación de iones, causantes de la despolarización del tejido cardíaco generando contracciones. Posteriormente los músculos se repolarizan y relajan volviendo a su estado inicial.

El movimiento de iones produce señales eléctricas de ciertos milivoltios, los cardiomiocitos presentan en su membrana un potencial eléctrico y sus contracciones son debidas a una serie de cambios de potencial. Pero la despolarización y repolarización del corazón no es un proceso aleatorio, son dirigidas por vías nerviosas y un marcapasos natural propio del órgano cardíaco. Todo esto forma parte de un conjunto de células especializadas conocidas como “Sistema de Conducción” [8].

0.5.3. Sistema de conducción

En este tejido se inician y conducen las contracciones eléctricas del corazón. Se podría describirlo como una compleja red de cables que transmiten de manera organizada micro corrientes eléctricas, causantes del movimiento del músculo cardíaco. La representación gráfica de estos impulsos eléctricos se la conoce como ECG. La sincronía al momento de generarse las contracciones, la fuerza con la que estas se producen y la frecuencia cardíaca [3], son reguladas por tres elementos que conforman el sistema de conducción [8, 10]. Estos son:

- **El nodo sinoauricular (nodo Sinoauricular (SA))**: Encargado de marcar el paso en condiciones normales con las que late el corazón. El impulso cardíaco se prolonga por las vías de conducción auriculares, una vez estimulado este en su totalidad, se direcciona hasta llegar al nodo Auriculoventricular (AV) [8, 10], dirigiéndose a través de las vías internodales (véase figura: 4).

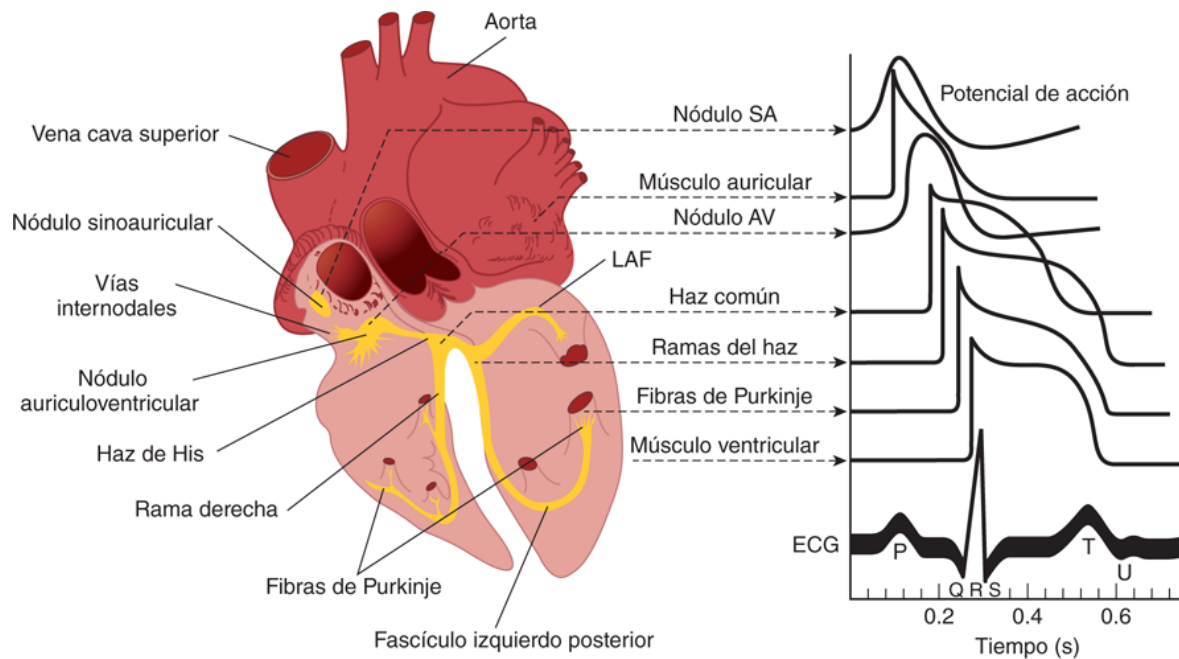


Figura 4: Sistema de conducción del músculo cardíaco [Fuente: [9]]

- **El nodo auriculoventricular (nodo AV):** Posee la mitad del tamaño al nodo SA, y se encuentra ubicado cerca a la unión de las aurículas y los ventrículos [8, 10], debido a lo cual lleva su nombre. Mientras se pasa por el nodo AV, la onda de activación eléctrica cae en una pausa de una décima de segundo aproximadamente, contrayendo las aurículas y vaciando la sangre hacia los ventrículos antes que la contracción ventricular se produzca, generando de esta manera un efecto embudo de los impulsos eléctricos de las aurículas a los ventrículos (véase figura: 4).
- **Sistema de His-Purkinje:** Luego de pasar por el nodo AV, el impulso cardíaco se dirige a través del haz de His y sus ramas. Estas ramas son una serie de fibras especializadas en la conducción eléctrica desde arriba hacia abajo, pasando por el tabique interventricular. El haz de His [8, 10] luego de terminar su tronco común, se divide en dos ramas: izquierda y derecha. Una vez atravesado el haz His, el impulso eléctrico se distribuye hacia toda la masa ventricular sirviéndose de una red de microfibrillas llamada fibras de Purkinje, produciendo contracciones y sacando la sangre de los ventrículos (véase figura: 4).

0.5.4. Anomalías cardíacas

En el corazón de un ser humano, cada latido se origina en el nodo SA y se dirige hacia aurículas y ventrículos [8]. El ritmo fisiológico del corazón se lo conoce como “Ritmo sinusal normal” [11] y se caracteriza por una frecuencia cardíaca entre los valores de 60 a 100 bpm. El ritmo cardíaco puede alterarse al presentar una frecuencia cardíaca mayor o menor al rango normal. Cualquier alteración en la conducción o formación del impulso eléctrico se lo conoce como arritmia [12]. Solo se detalla las arritmias con ritmo sinusal debido a que estas pueden ser detectadas por dispositivos capaces de medir la frecuencia cardíaca. Estas arritmias se producen cuando la frecuencia cardíaca se ve alterada; sin embargo, el ritmo cardíaco es parecido a un ritmo sinusal normal.



Figura 5: Bradicardia sinusal [Fuente: [13]]

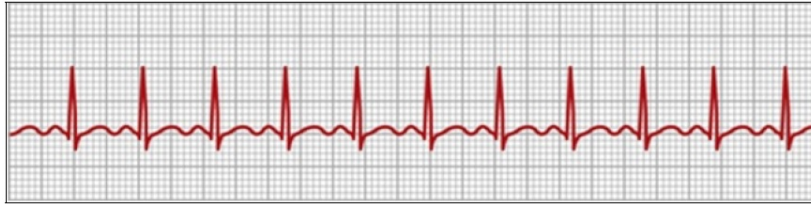


Figura 6: Taquicardia sinusal [Fuente: [13]]

Arritmia sinusal: La principal característica de esta, son las variaciones súbitas en la frecuencia cardíaca [12]. En el tipo más común de estas arritmias, la frecuencia cardíaca varía de acuerdo a las fases de la respiración, se desacelera durante la espiración y se acelera durante la inspiración. Es un fenómeno normal, que incluso se presenta en personas saludables y con mayor frecuencia en niños y jóvenes.

Bradicardia sinusal: Se genera cuando la frecuencia cardíaca está por debajo de los 60 bpm [10-12]. Puede ser por causas fisiológicas, llegando a tener una frecuencia cardíaca de reposo menor a los 60 bpm. Los atletas pueden incluso bajar de 35 bpm durante el sueño (véase figura: 5).

Taquicardia sinusal Esta al contrario de la bradicardia, se produce al presentar una frecuencia cardíaca mayor a los 100 bpm [10-12]. Puede ser muy común en la infancia, durante o después de realizar un ejercicio físico intenso o incluso a determinados estados emocionales. Solo en estas ocasiones este tipo de patologías se lo puede considerar como normal (véase figura: 6).

0.6. El Electrocardiograma

El electrocardiograma es un examen médico no invasivo, en el que se puede registrar gráficamente la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo a lo largo de cada latido [10]. Es decir la suma algebraica de los potenciales de acción de todas las fibras del miocardio [11]. Utilizando electrodos superficiales colocados en el cuerpo del paciente a quien se realizará el ECG.

La ubicación y el número de electrodos genera un punto de vista distinto para observar los vectores de potencial eléctrico también conocido como derivaciones. Entre mayor sea la cantidad de electrodos, mayor será la información obtenida del funcionamiento del corazón.

Existen diferentes variaciones del ECG, como lo son: 3 (véase figura: 7), 5 y 12 (véase figura: 8) derivaciones. En el sistema de 3 derivaciones o básico, la ubicación de los electrodos se lo realiza mediante el triángulo de Einthoven, llevando de este modo el nombre del inventor del ECG, Willian Einthoven.

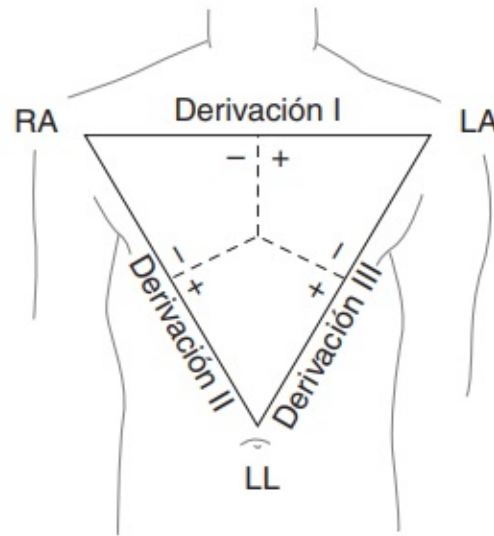


Figura 7: Triángulo de Einthoven [Fuente: [9]]

0.6.1. Derivaciones

Las derivaciones [8] son el registro de las diferencias de potenciales eléctricos entre dos puntos. Pueden ser dos electrodos activos (derivación bipolar) o entre un electrodo activo y un electrodo indiferente conectado a un punto de referencia cero, que se genera por la combinación del resto de electrodos (derivación monopolar).

Derivaciones bipolares Son conocidas como las derivaciones clásicas o extremidades, debido a que cada uno de los 3 electrodos se colocan en una extremidad diferente (véase figura: 7). **Right arm (RA)** es el electrodo colocado en el brazo derecho, **Right leg (RL)** en el brazo izquierdo, y por último, **Left leg (LL)** en la pierna izquierda [8].

Derivaciones unipolares Las derivaciones unipolares son nueve, 3 extremidades y 6 precordiales [8]. Las primeras **Augmented vector right (aVR)**, **Augmented vector left (aVL)** y **Augmented vector foot (aVF)** son las derivaciones aumentadas de las extremidades; la ubicación de los electrodos es idéntico que las bipolares (véase figura: 8). Las 6 derivaciones restantes V1, V2, V3, V4, V5 y V6 conocidas como precordiales, se obtienen colocando seis electrodos en el pecho. Estas muestran la diferencia de potencial entre uno de los electrodos torácicos y un terminal común de los electrodos **RA**, **RL** y **LL** [11]. Las derivaciones precordiales observan al corazón en un plano transversal, la parte frontal desde V1 a V4 y V5 y V6, visto desde la cara lateral el músculo cardíaco (véase figura: 8).

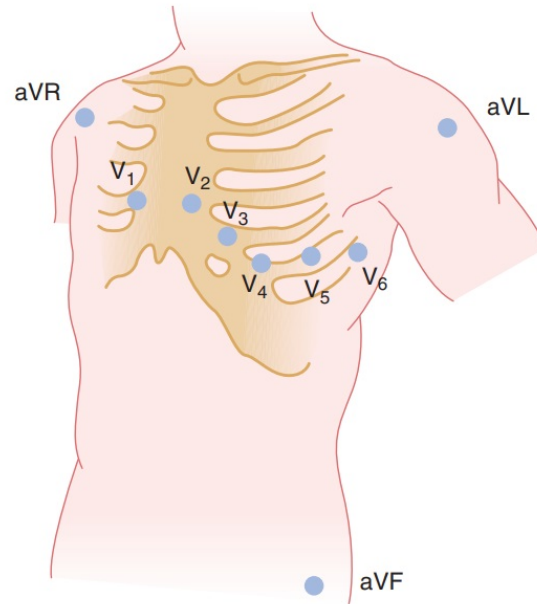


Figura 8: Derivaciones unipolares [Fuente: [9]]

Cada una de las doce derivaciones registra la información de una parte concreta del corazón, de este modo se pueden agrupar como se muestra en la tabla 1.

Tabla 1: Características de las derivaciones cardíacas.

Derivación	Nombre	Detectan
Inferiores	III - aVF	La actividad eléctrica vista desde la parte superior de la región inferior del corazón.
Laterales	I, II, aVL, V5 y V6	La actividad eléctrica vista desde la parte superior de la pared lateral del corazón.
Anteriores	V1 a V6	Representa la pared frontal del ventrículo izquierdo o la pared anterior del corazón.
aVR	aVR	Su utilidad es detectar si los electrodos se encuentra colocados de manera correcta.

0.6.2. Interpretación de un electrocardiograma

Un electrocardiograma normal, presenta un trazado típico durante cada latido conformado por: una onda P, un complejo QRS, una onda T y una onda U que normalmente no se la puede visualizar.

- **Onda P:** Esta es la primera curva reconocible en un electrocardiograma normal, su forma es semejante a la de una U invertida [11]. Representa el instante en que las aurículas se contraen y envían sangre a los ventrículos. Su duración es de aproximadamente 100 ms y su voltaje no excede los 2.5 mV (véase figura: 9).

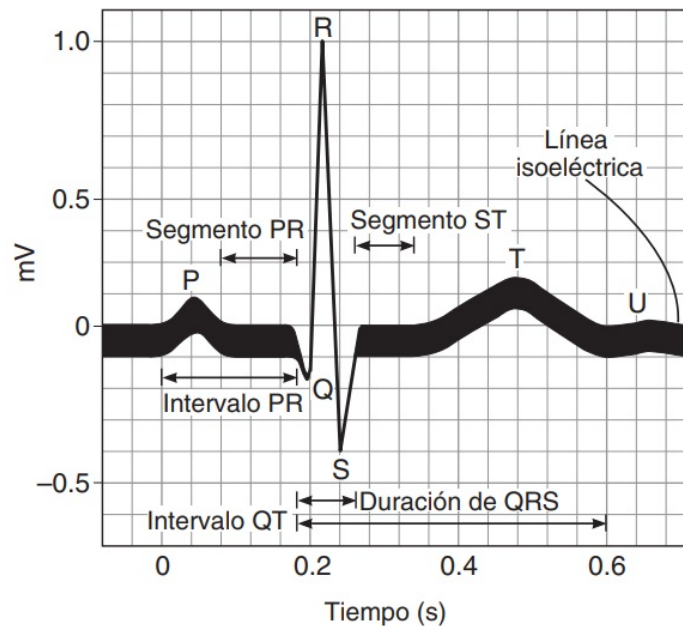


Figura 9: Características de un ECG normal [Fuente: [9]]

- **Segmento PR:** Es un tramo de la línea isoelectrica. Se encuentra al final de la onda P hasta el inicio de la siguiente deflexión (véase figura: 9) que puede ser positiva o negativa. Representa el periodo de inactividad en el nodo auriculoventricular [8]. Su duración es de 120 a 200 ms.
- **Complejo QRS:** Es la etapa más significativa de una señal ECG. Se forma por las ondas, que son: Q, R y S. La onda Q no siempre está presente y esta puede ser positiva o negativa. La onda R es muy variante en su altura llegando a medir desde medio cuadro hasta cuatro cuadros grandes en jóvenes deportistas. La onda S es la continuación directa de la onda R y se muestra como una inflexión negativa (véase figura: 9). El complejo QRS representa la señal de activación a ambos ventrículos [11]. Puede durar de 80 a 100 ms.
- **Segmento ST:** Semejante al intervalo RP, es un tramo de la línea isoelectrica [11]. Inicia luego del complejo QRS hasta el inicio de la onda T (véase figura: 9). Su valor como herramienta de diagnóstico es importante, considerando que su ascenso o descenso puede significar anomalías en el funcionamiento del corazón.
- **Onda T:** Se inicia luego del segmento ST y se caracteriza por ser generalmente una deflexión positiva. Corresponde a la repolarización ventricular [8] (véase figura: 9). Su altura puede oscilar de 2 a 4 cuadros pequeños.
- **Intervalo QT:** Inicia a la par del complejo QRS y termina al final de la onda T (véase figura: 9). Representa la despolarización y repolarización ventricular [8]. Puede durar entre 320 y 400 ms.
- **Intervalo RR:** Este intervalo sirve a los ECG para determinar la frecuencia cardíaca [5], ya que estos pueden ser los puntos máximos entre cada período de la gráfica. Representa de esta manera el tiempo entre cada latido del corazón.

0.6.3. Monitoreo ambulatorio

Como se mencionó en la sección 0.1, en ciertas ocasiones los síntomas de anomalías cardíacas [11, 12] se presentan de manera intermitente y no duran hasta registrar el ECG en un consultorio médico. En otras ocasiones los síntomas aparecen cuando la persona realiza determinada actividad. Generando la necesidad de realizar un ECG ambulatorio con periodos de tiempo extensos, mientras se realizan distintas actividades diarias.

El monitor Holter [14] es el sistema de ECG ambulatorio más utilizado. El monitor usa una cantidad mínima de electrodos ubicados en el pecho. El sistema cuenta con un grabador portátil digital o analógico, en donde se graba de manera continua la señal eléctrica del corazón. Es común que se obtenga el registro de 2 o 3 derivaciones (véase: 0.6.1) en un intervalo de 24 horas.

Existen también monitores de eventos, que a diferencia de un monitor Holter [14], sobrescribe la información almacenada. Es decir que almacena los últimos minutos de la señal, pero si el paciente experimenta algún síntoma [11, 12] (véase: 0.5.4), puede pulsar un botón y el registro se dará desde el momento que lo pulsa hasta un breve tiempo después. La grabación de este evento quedará registrada de manera permanente. Quedando almacenadas porciones de la señal relacionadas con la aparición de síntomas. Los registros de la señal pueden ser enviados a una central para su análisis. Este tipo de monitoreo puede abarcar periodos de duración de 7 días.

0.6.4. Cálculo visual de la frecuencia cardíaca

Este método de cálculo de la frecuencia cardíaca [15] toma en cuenta la velocidad con la que se imprime papel del ECG. Si esta es de 25 mm/seg, 5 cuadros grandes (25mm) representan a un segundo, por lo que cada cuadro grande representa 0.20 segundos. Pero si la velocidad del papel es de 50 mm/seg, 10 cuadros grandes (50mm) representan a un segundo, de esta manera cada cuadrado pequeño representa 0.10 segundos (véase figura: 9).

Para velocidades de 25 mm/seg, 300 cuadros grandes representan un minuto, mientras que en velocidades de 50 mm/seg 600 cuadros grandes representan un minuto.

Por ejemplo, para calcular rápidamente la frecuencia cardíaca, basta con dividir 300 entre número de cuadros grandes que separan dos ondas R [3] en velocidades de papel de 25 mm/seg. Para velocidades de papel de 50 mm/seg se divide 600 entre número de cuadros grandes que separa en este caso las dos ondas R.

0.6.5. Ruido e interferencias en el ECG

La actividad eléctrica del corazón registra valores en el rango de milivoltios [11], volviendo al sistema propenso a alteraciones generadas por señales no deseadas [5]. Puede ser el ruido propio del sistema de adquisición o alguna interferencia captada de manera externa a la del sistema. Las principales fuentes de ruido en este tipo de dispositivos son:

Ruido Electromiografía (EMG)[11]: Es la principal fuente de ruido durante el registro de un ECG. Es generado por las contracciones musculares fluctuantes, incluso si es mínimo como en la respiración, donde se generan voltajes entre 10 y 2 μ V. Si esta es causada por un movimiento involuntario al respirar, la gráfica presentará variaciones en la línea base de la señal (véase figura: 10).

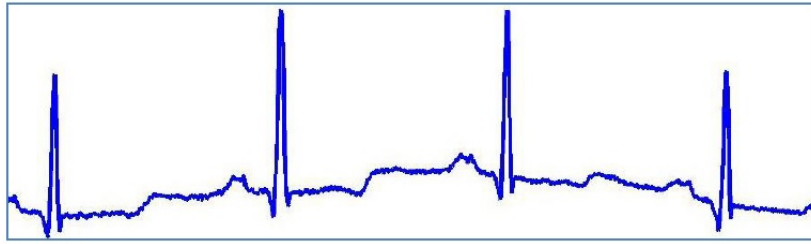


Figura 10: Ruido Electromiográfico [Fuente: [16]]

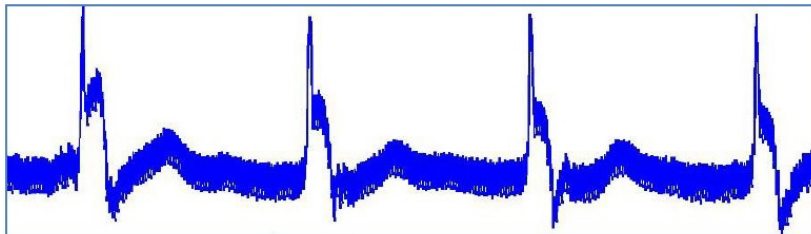


Figura 11: Ruido del sistema de medición [Fuente: [16]]

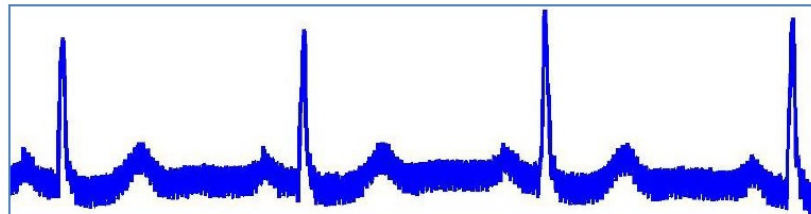


Figura 12: Interferencia causada por la red [Fuente: [16]]

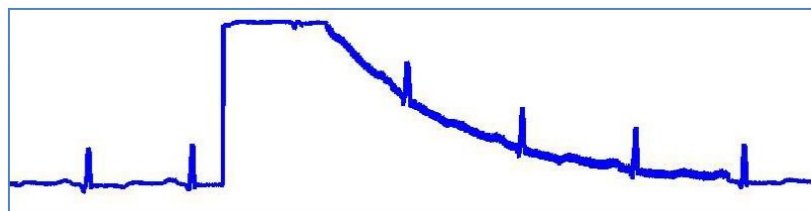


Figura 13: Movimiento de los electrodos [Fuente: [16]]

Ruido del sistema de medición: Se genera durante el registro de la señal [ECG](#) y se puede visualizar como una senoide de frecuencia muy alta [\[5\]](#) (véase figura: [11](#)).

Interferencia causada por la red: Es propia del sistema de distribución eléctrica [\[5\]](#). Al funcionar a 60 Hz, su presencia genera la aparición de campos magnéticos y eléctricos que interfieren con el [ECG](#). Ocasionando variaciones en amplitud y frecuencia (véase figura: [12](#)).

Movimiento de los electrodos: Al producirse movimiento del paciente, genera a su vez fricción entre los electrodos y la piel [\[10\]](#). Produciendo grandes fluctuaciones en la gráfica de la señal. Esto se visualiza como desplazamientos transitorios en la línea base, viéndose como una elevación abrupta en la gráfica (véase figura: [13](#)).

0.7. IoT

El Internet de las cosas o [IoT](#), en la actualidad es la nueva tendencia para el desarrollo de dispositivos en el mercado. Empresas alrededor del mundo apuntan a este tipo de tecnología para solventar problemas específicos del día a día.

El funcionamiento de estos servicios se basa en una red de sensores alámbricos o inalámbricos, que envían información en tiempo real a Internet. Mediante procesamiento de estos datos son capaces de dar una respuesta oportuna de manera automática a problemas específicos. Mejorando de esta forma la calidad de vida del ser humano [\[17\]](#). Por ejemplo, una red de sensores térmicos y de humedad envían la información climática de un invernadero, para activar o desactivar de manera automatizada bombas de agua para riego o encender sistemas de control de temperatura. Evitando la interacción humana en el desarrollo de estas actividades.

0.8. IoT Healthcare

Varios proyectos actuales apuntan a los servicios de salud relacionados a esta tecnología, siendo [IoT Healthcare](#) el de mayor desarrollo. El [IoT](#) enfocado al sector de la salud [\[17\]](#), permite detectar anomalías en el funcionamiento del cuerpo humano.

Mediante microchips y sensores, permite encontrar enfermedades de manera automática y suministrar un tratamiento médico oportuno. Un paciente con estos servicios, podrá ser monitoreado de manera remota y continua. El médico no se encuentra físicamente con el paciente, pero recibe información actual del estado de este.

0.8.1. Estructura de un sensor

Como se ve en la figura [14](#), el sensor inalámbrico en su primera etapa presenta un transductor [\[18\]](#), que proporciona una medida analógica de acuerdo al tipo utilizado [\[19\]](#). La información ingresa al módulo [Analog to Digital Converter \(ADC\)](#) para digitalizar los datos y poder procesarlos mediante la [Central Processing Unit \(CPU\)](#) de un microcontrolador. Los datos procesados serán almacenados y transferidos de manera alámbrica o inalámbrica a un servidor externo, que permitirá consultar el estado. Estos servicios deben cumplirse minimizando el consumo energético.

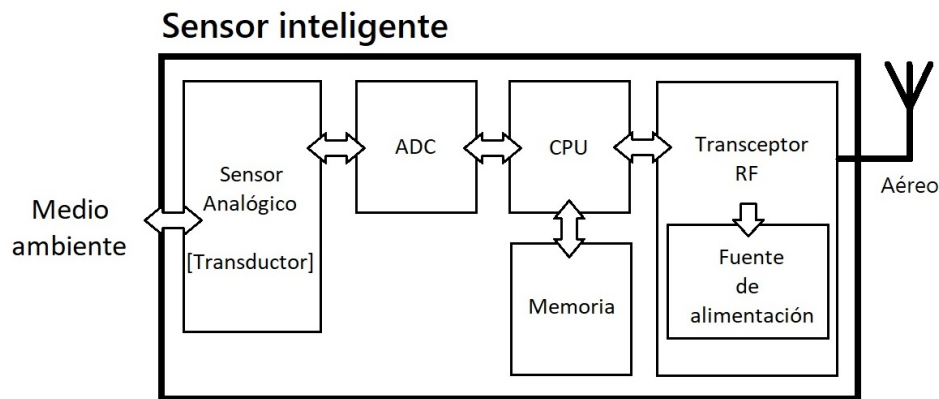


Figura 14: Estructura del sensor IoT [Fuente: [18]]

0.8.2. Estructura del sistema de monitoreo

En los sistemas *IoT Healthcare*, el paciente mediante sensores realiza el registro de datos, un *Smartphone* en tiempo real permitirá la visualización de esta información; además, los datos se transferirán usando *WiFi* o los servicios de Internet móvil a una base de datos. El sistema al detectar una anomalía, genera una notificación al médico tratante, dando una respuesta oportuna con una llamada de emergencia de ser necesario.

En un *ECG*, el sensor mediante electrodos conectados en el paciente, obtendrá una señal analógica, la cual será digitalizada y procesada por un microcontrolador. Luego de manera inalámbrica enviará esta información al *Smartphone* mediante *BLE*. Una aplicación mostrará los datos censados al instante, con la opción de enviar este registro a una base de datos mediante *WiFi*. Al detectar un síntoma propio de una enfermedad cardíaca, se notificará al médico de cabecera, para dar una respuesta a su paciente. Este sistema se ve reflejado en la figura 15.



Figura 15: Estructura del sistema de monitoreo IoT Healthcare [Fuente: [19]]

0.8.3. Arquitectura IoT

El **IoT** está formado por varias capas (véase figura: 16) implementadas para satisfacer las necesidades requeridas por un servicio en una área específica [18]. Este proyecto estará enfocado al área de la salud.

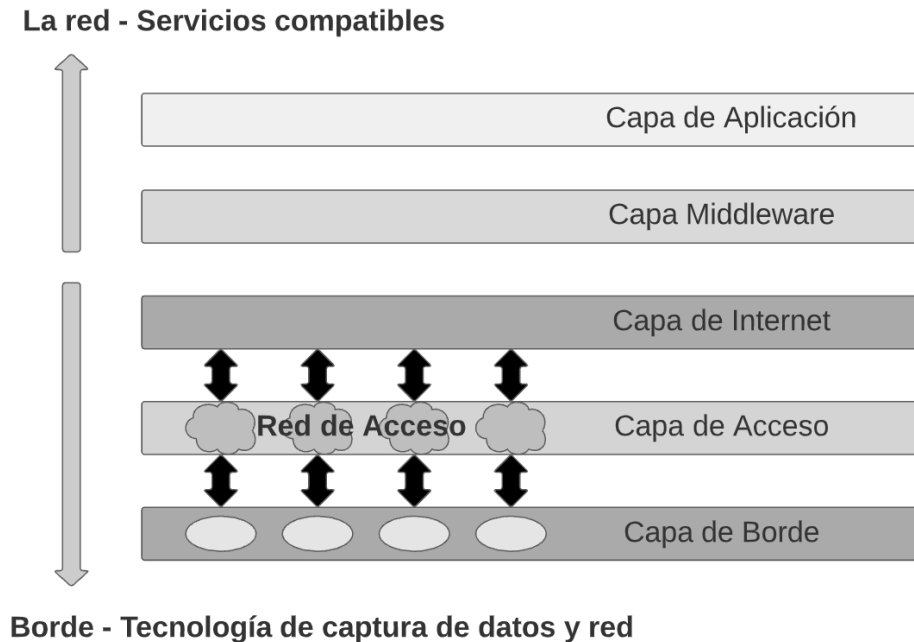


Figura 16: Capas IoT [Fuente: [18]]

- **Capa de borde o *Edgelaye*r:** Capa en donde se encuentran los diferentes tipos de sensores que envían una señal analógica como respuesta a datos censados. Estos sensores pueden tener la capacidad de identificación, procesamiento de información y almacenamiento.
- **Capa de Acceso o *Access Gateway Layer*:** Segunda capa del sistema, encargada del manejo de datos en primera instancia (tratamiento de datos leídos en la capa de borde). Proporciona una comunicación entre el sensor y el **CPU** del sistema.
- **Capa de internet o *Internet Layer*:** Comunica todas las capas, y permite el envío de paquetes hacia la red. La información pueda ser almacenada en una base de datos o ser tratada por un servidor.
- **Capa Middleware o *Middleware Layer*:** Capa principal de sistemas **IoT**, que realiza la función de un puente. Permitiendo la comunicación entre el sistema operativo, base de datos y aplicaciones de manera bidireccional. Esta capa se encarga del control tanto de dispositivos como de información; además, de filtrado, ingreso de datos y control de acceso.
- **Capa de Aplicación o *Application Layer*:** Es la capa visible al usuario, y permite la interacción con el sistema. Se encarga de proveer de manera eficiente las aplicaciones al o los usuarios.

0.8.4. e-Health

Los *eHealth* son los servicios de **IoT** para cuidado sanitario apoyado en la tecnología de la información y comunicación **Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC)** [17] en la atención de la salud.

Ayudando a la vigilancia y documentación de pacientes, disminuyendo la carga laboral a los médicos y brindando un mejor estilo de vida a los usuarios de estos sistemas. Además constituye un aporte importante de conocimientos y desarrollo investigativo en materia de salud.

Los servicios que ofrece *e-Health* son: Historiales médicos electrónicos, telemedicina, medicina basada en pruebas, difusión de información orientada al ciudadano o especialistas y el desarrollo de equipos virtuales para cuidados sanitarios.

Los beneficios que se obtiene al utilizar estos sistemas son: dar un pronóstico preventivo, seguimiento continuo de pacientes con enfermedades y una gestión telemática de servicios de salud a través de Internet. Así el sistema de salud evitará el uso innecesario del personal médico.

0.8.5. WBAN

La red de área corporal o **Wireless Body Area Network (WBAN)** [18, 20], es la tecnología en desarrollo de **IoT** enfocada en el área de salud. Donde una red de sensores inalámbricos de baja potencia ubicados en el cuerpo permiten controlar parámetros vitales del paciente. La información recolectada por sensores **EMG**, **ECG**, ritmo cardíaco, movimiento o presión sanguínea (véase figura: 17), es enviada a un servidor en donde estos datos serán accesibles en tiempo real.

Requieren de medidas de seguridad que garanticen la confidencialidad, integridad y privacidad de los datos del paciente almacenados en el sistema.

La información solo puede ser procesada, recibida y enviada por personas o equipos autorizados para ello.

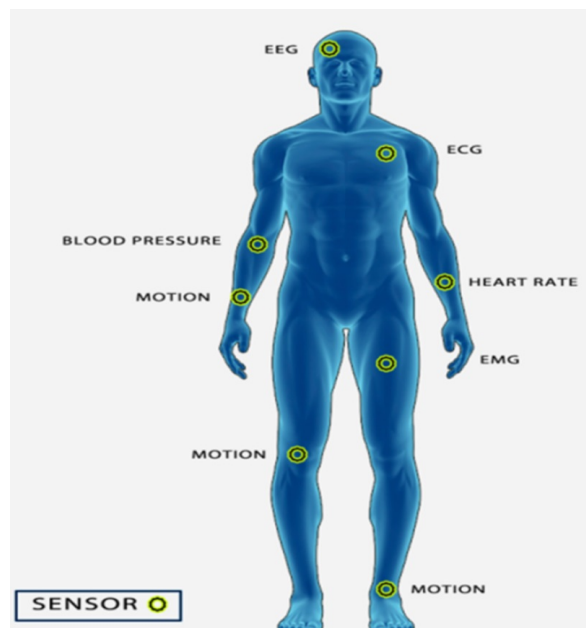


Figura 17: Red de sensores WBAN [Fuente: [20]]

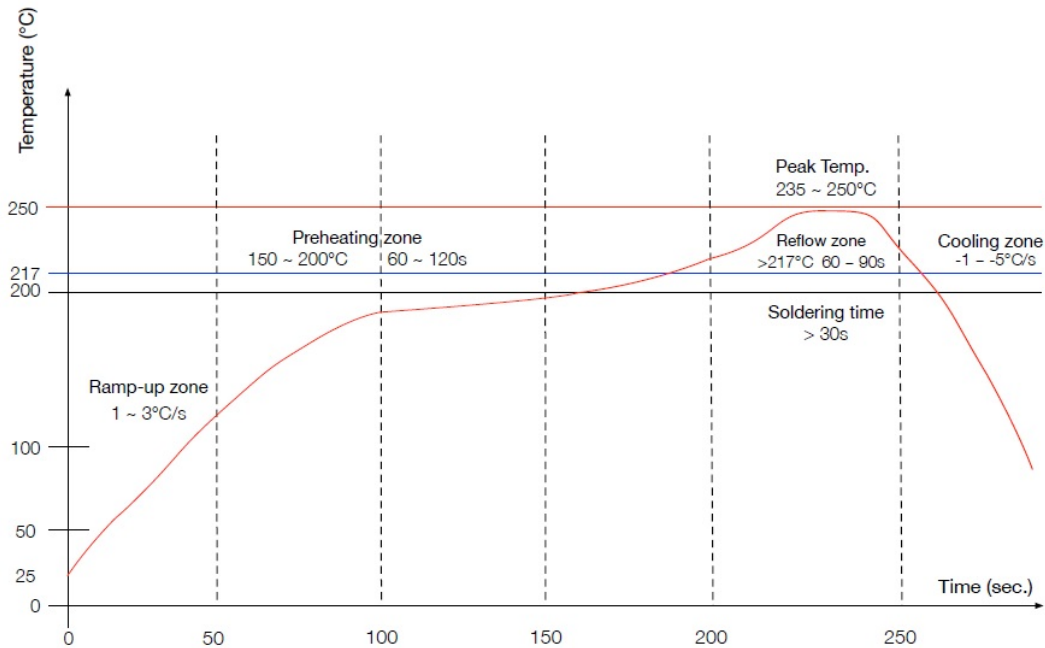


Figura 18: Gráfica tolerancia de temperatura ESP32 [21]]

0.9. Micro soldadura SMD

Para facilitar la soldadura de componentes [Surface Mounting Device \(SMD\)](#) se recomienda el uso de un *stencil*, lupa o microscopio electrónico, estación de soldadura, pasta de soldar y alcohol isopropílico.

El *stencil* sirve para colocar la pasta de soldar de manera uniforme y en la cantidad necesaria.

Se debe elegir una temperatura adecuada, tomando en cuenta las recomendaciones del fabricante. El punto de fusión de la pasta de soldar, debe estar por debajo del valor máximo soportado por los componente de la placa. Los microcontroladores son los dispositivos más propensos a sufrir daños en el proceso de soldadura debido a altas temperaturas.

El alcohol isopropílico sirve para limpiar la placa al finalizar el proceso de soldadura, de este modo se elimina todo residuo del [PCB](#).

Para el microcontrolador ESP32 [1] como se ve en la figura 18, la máxima de soldadura es 250 °C. La pasta de soldadura Mechanic XP7 tiene una temperatura *melting* de 148°C, sin sobrepasar la temperatura máxima del microcontrolador.

0.10. Trabajos relacionados

El auge de la tecnología [IoT](#) enfocada en el sector salud, permite desarrollar proyectos y prototipos capaces de dar solución a distintos problemas en una área específica [20], como lo puede ser: [ECG](#), ritmo cardíaco, [EMG](#), [Electroencefalograma \(EEG\)](#), presión sanguínea, temperatura y movimiento, entre otros.

Proyectos de [IoT healthcare](#) como [4, 7, 22–24, 24–28] presentan una arquitectura base similar, varía su medio de transmisión de datos, interfaz gráfica de usuario, sistema operativo y/o método de registro de datos.

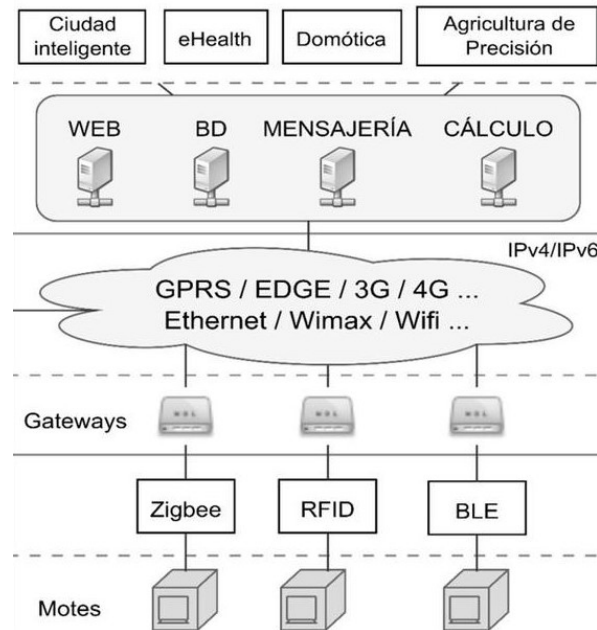


Figura 19: Arquitectura de un sistema IoT [Fuente: [29]]

Como se observa en la figura 19, la arquitectura contempla los sensores, el hardware, el suministro de energía, la transmisión, el procesamiento, el almacenamiento, la visualización de los datos, y el costo. A continuación se van a presentar los diferentes trabajos en función de esta arquitectura IoT base.

- **Sensores:** También se los conoce como Motes, pueden ser implementados uno o varios a la vez [22] (véase figura: 19). Los rangos de voltajes requeridos pueden ser diferentes entre microcontroladores y sensores. De preferencia se debe implementar sistemas con un mismo rango de suministro energético [23] para tener eficiencia y evitar un consumo innecesario.
- **Hardware:** Pocos trabajos relacionados desarrollan un hardware propio para el sistema, sino que se sirven de módulos y tarjetas de desarrollo como Arduino [23], Raspberry [24], ESP32 [1], ESP82, Zigbee [27], [Radio Frequency Identification \(RFID\)](#) entre varios que se disponen en el mercado (véase figura: 19). Generando el uso de una o varias tarjetas de desarrollo de manera innecesaria, para cumplir con la funcionalidad del sistema en su totalidad. Causando además ineficiencia en tamaño, diseño y costo, siendo solo dispositivos aptos para pruebas, más no estarían listos para un desarrollo comercial.
- **Suministro de energía:** Los rangos de alimentación de la mayoría de estos dispositivos está entre 1.8 y 3.3V [25] con corrientes de μA . Lo que vuelve a estos sistemas eficientes desde el punto de vista energético, con autonomías de varias horas hasta días. Esta autonomía depende de la periodicidad en la que se toman muestras de datos y el tipo de comunicación utilizada.
- **Transmisión:** La transmisión de datos entre los diversos procesos de estos dispositivos puede ser alámbrica utilizando [Local Area Network \(LAN\)](#) o comunicación serial e inalámbrica. Las comunicaciones inalámbricas admiten tecnologías como [WiFi](#), [Bluetooth](#), [BLE](#), [Worldwide Interoperability for Microwave Access \(Wimax\)](#), [Global System for Mobile communications \(GSM\)](#), [General Packet Radio Service \(GPRS\)](#), [Third generation \(3G\)](#), [Fourth generation \(4G\)](#) o incluso [Fifth generation \(5G\)](#) (véase figura: 19). Cada sistema requiere un consumo energético

distinto, siendo BLE [7] uno de los más utilizados por su menor consumo energético, lo que se transforma en varios días de autonomía.

- **Procesamiento:** Este proceso es realizado por microprocesadores propios de cada placa de desarrollo [4]. Se utiliza diferentes tipos de lenguajes de programación. Arduino es el sistema más conocido y utilizado, su entorno de desarrollo emplea la plataforma de programación Arduino *Integrated Development Environment* (IDE) [23]. Mediante este tipo de chips implementados en la primera etapa de procesamiento de la señal se cumplen procesos como conversión analógica a digital y cálculos matemáticos básicos.
- **Almacenamiento:** La información censada puede ser almacenada de manera interna en el sensor mediante una tarjeta *Secure Digital* (SD) [4] o una memoria interna del *Smartphone*. De manera externa al sistema, utilizando bases de datos en la nube [7, 23, 24, 26]. El mercado actual dispone de varios servicios *Cloud*, con un límite máximo de almacenamiento sin pago y generando un costo para guardar grandes volúmenes de información. Al tener la información almacenada de manera externa al dispositivo, lo vuelve de acceso universal mediante cualquier dispositivo con acceso a Internet. Este modelo de implementación es el estándar en los proyectos que se han revisado en la literatura.
- **Visualización de los datos:** En proyectos semejantes se muestra mediante *displays*, *Personal computer* (PC)'s, *tablets* o *Smartphones*. El *display* [4, 23] se requiere una interfaz gráfica, la PC [27] puede utilizar servidor web o una interfaz gráfica para la interacción con el usuario. El uso de una *tablet* o de un *Smartphone* requiere acceder a un sitio web [24] o utilizar una aplicación móvil desarrollada para el dispositivo [7]. Android es el *Operating system* (OS) más utilizado, al ser software libre y poseer un amplio material de apoyo para los desarrolladores.
- **Costo:** El desarrollo de proyectos semejantes es relativamente económico. Pero utilizar dos o tres placas de desarrollo para satisfacer los requerimientos del sistema, incrementa de manera innecesaria su valor [24]. Gasto como el de un módulo sensor, una placa de desarrollo, un módulo de comunicación, un módulo para el almacenamiento de datos y un módulo regulador de voltajes. Incrementan los presupuestos de estos sistemas [28]. La mejor opción es el desarrollo de una placa propia para el sistema *IoT* de salud, economizando costos, energía, portabilidad y visualmente presentándose como un modelo comercial.

La principal diferencia entre el sistema Vital Health UC propuesto y los trabajos relacionados, es el desarrollo de un *Hardware* propio para el sistema. Generando una mayor portabilidad debido al reducido tamaño, eficiencia energética al eliminar componentes innecesarios y un costo menor al adquirir componentes electrónicos y no tarjetas de desarrollo como Arduino o Raspberry Pi.



Diseño e Implementación

En este capítulo se presenta el desarrollo del proyecto, pruebas con placas de desarrollo y módulo ECG prefabricados. El software desarrollado ayudará a verificar el funcionamiento en conjunto con las placas de desarrollo. Finalmente se realizarán pruebas en conjunto con la aplicación Android y el sistema de monitoreo cardíaco desarrollado en el presente trabajo (véase sección: .1).

0.11. Arquitectura del sistema

En la actualidad se dispone de un amplio número de microcontroladores con arquitecturas y lenguajes de programación simples; además, su costo es relativamente bajo comparado con placas prefabricadas. Para cumplir los requerimientos descritos en la sección 0.1, se optó por el microcontrolador de doble núcleo ESP32-D0WDQ6 [1]. Este microcontrolador requiere una alimentación de entre 2.2V a 3.6V, posee un transceptor WiFi 802.11 Estándars WIFI B, G y N (BGN) integrado y Bluetooth de modo dual (clásico y BLE). Este microcontrolador consume $2.5 \mu A$ de corriente de suspensión en hibernación, dispone de 18 convertidores ADC, 4 de ellos son parte integral del preamplificador de ultra bajo ruido, 34 pines Entrada y salida (E/S), alimentación mediante Universal Serial Bus (USB) o batería de polímero de litio, una frecuencia de reloj de hasta 240 MHz, Data rate máximo 150 Mbps, y programación mediante el IDE Arduino [30]. El costo de este integrado en Estados Unidos es de \$3.00 y su tamaño es de 6×6 mm, cumpliendo de este modo con lo requerido. El preamplificador de ruido ultra bajo del ESP32 es usado en el desarrollo de este proyecto para eliminar el ruido proveniente de la señal del corazón.

Para captar la señal eléctrica del corazón (véase sección: 0.5.3) se dispone del chip AD8232ACPZ-R7 [2] para utilizarlo como una interfaz ECG; aunque, puede ser implementado con cualquier aplicación de señales de biopotencial. Su voltaje de operación es de 2V a 3.5V, $170 \mu A$ de consumo de corriente, además permite la implementación de filtros paso bajo y paso alto [31]. Este chip se lo puede configurar para 2 o 3 electrodos.

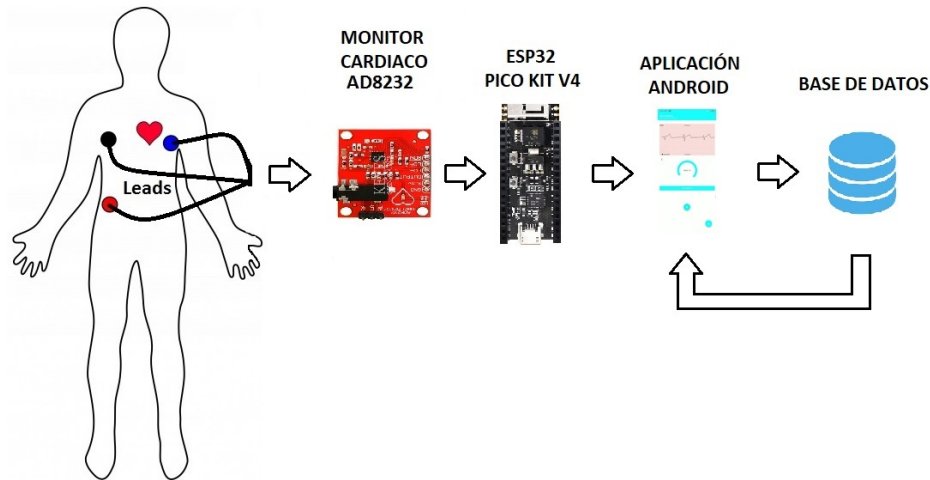


Figura 20: Componentes del primer prototipo

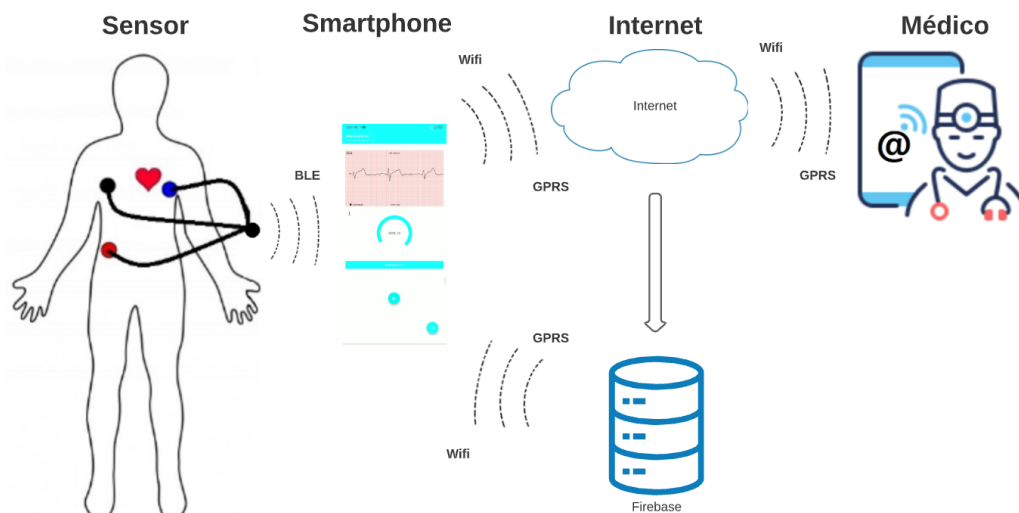


Figura 21: Esquema de funcionamiento

La propuesta es diseñar una placa con características comerciales, con un tamaño portable, bajo costo y mínimo consumo de energía. Por este motivo el microcontrolador ESP32 [1] y el módulo AD8232 [2] fueron adquiridos como encapsulados Quad Flat No-Leads (QFN) de montaje superficial. El resto de componentes adicionales es SMD.

La primera versión del prototipo se la desarrolló usando la tarjeta ESP32-PICO-KIT-4V de Espressif con el módulo ECG. El módulo ECG utilizado es el AD8232 [2], se seleccionó este módulo debido a su funcionalidad y bajo costo (véase sección: 0.12.1). Los componentes utilizados en este prototipo se muestran en la figura 20 y el esquema de funcionamiento en la figura 21.

0.12. Pruebas de Hardware

0.12.1. Primera fase

En la primera fase de pruebas se utilizó la arquitectura del primer prototipo (véase sección: 0.11). Se excluye la base de datos, debido a que en esta etapa se verifica únicamente la adquisición de los datos y la visualización del ECG. La señal analógica es visualizada mediante el *plotter* serial de Arduino IDE.

1. **Señal analógica ECG:** Los datos son adquiridos utilizando 3 electrodos ubicados según el triángulo de Einthoven (véase sección: 0.6.1). La figura 22 muestra la señal generada.
2. **Filtro paso alto:** En la primera etapa de filtrado, la señal analógica pasa por un filtro paso alto con frecuencia de corte de 0.5 Hz (véase sección: 0.13).
3. **Filtro paso bajo:** En la segunda etapa de filtrado se implementa un filtro paso bajo con frecuencia de corte de 40 Hz (véase sección: 0.13).
4. **Amplificador:** La etapa de amplificación tiene una ganancia de 11. La ganancia del amplificador de instrumentación es de 100, resultando en una ganancia total del sistemas de 1100 (60 dB) (véase sección: 0.13).
5. **Detección de electrodos:** La salida del módulo AD8232 [2] proporciona dos señales digitales de control y una analógica que contiene los datos del ECG. Si los 3 electrodos se encuentran conectados en el paciente, las señales digitales estarán en estado HIGH (1 lógico) y se visualizará la señal del ECG. El microcontrolador al detectar estados LOW (o lógicos) provenientes del sensor cardíaco, no registrará valores del ECG (véase figura: 23).
6. **Visualización de datos:** Luego de pasar por el ADC, los datos digitalizados se podrán visualizar en el monitor serial de Arduino IDE. La señal podrá verse mediante el *plotter* serial de la plataforma Arduino (véase figura: 22).
7. **Incorrecta colocación de electrodos:** Si el sistema no detecta que los electrodos están colocados de manera correcta, muestra el caracter “!” en el monitor serial. Al detectar el caracter “!”, el software no graficará la señal cardíaca (véase figura: 23).

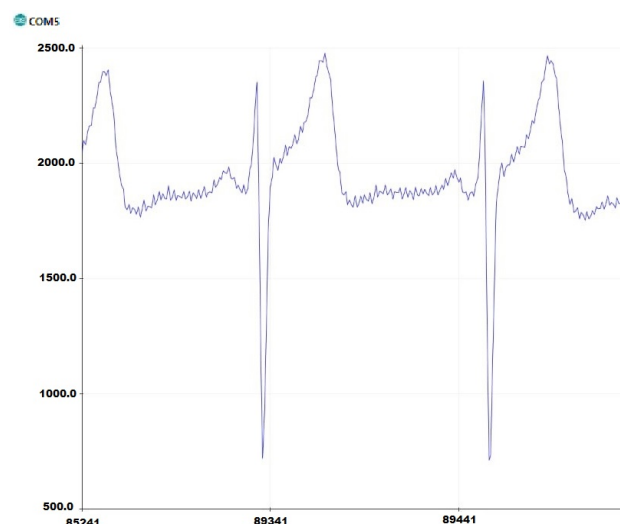


Figura 22: Imagen ECG de prueba Hardware ESP32

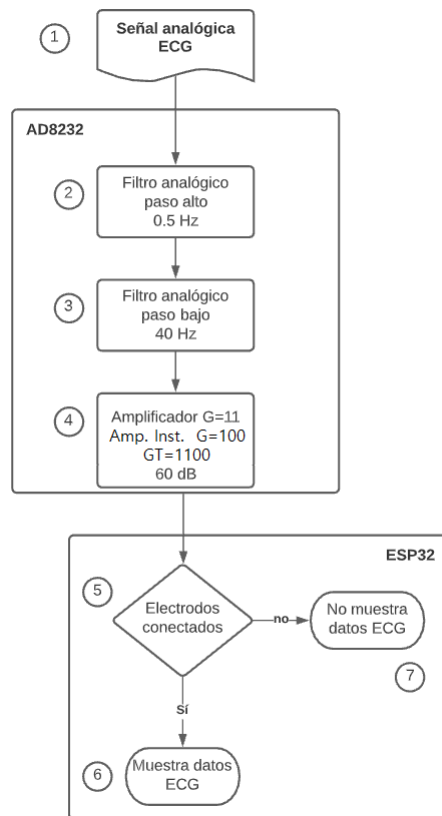


Figura 23: Diagrama de flujo para pruebas de hardware

0.12.2. Segunda fase

La segunda fase de pruebas se basa en la primera, las 7 primeras etapas son las mismas. La etapa que se adiciona es la 8, encargada de la transmisión Bluetooth al *Smartphone*. La librería `BluetoothSerial` de Arduino se utiliza para este tipo de comunicaciones inalámbricas. La figura 24 muestra el diagrama de flujo de la segunda fase de pruebas.

8. **Transmisión Bluetooth:** Los datos se envían desde el monitor cardíaco en formato “String” hacia el *Smartphone* a una velocidad de transmisión de 115200 bits por segundo.

En esta fase de pruebas se presentó un error. El monitor serial imprimía valores de 0 o 4096. Básicamente, el error se produjo debido a que los pines del `ADC2` del ESP32 tienen conexiones comunes con los sistemas de transmisión `WiFi` y Bluetooth. El error se generaba cuando los módulos funcionaban de manera simultanea, provocando interferencia. El `ADC1` se implementó para solventar este problema.

En la segunda fase de pruebas se verificó el funcionamiento de la aplicación `Serial Bluetooth Terminal`. Los datos transmitidos coincidían con los valores receptados en el dispositivo móvil (véase figura: 25)

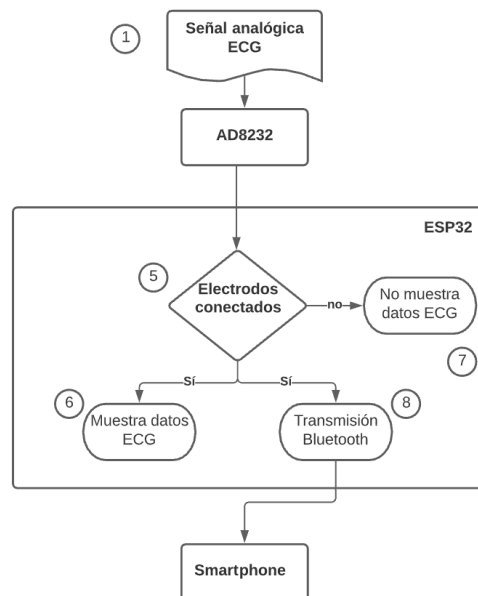


Figura 24: Diagrama de flujo para pruebas de hardware con transmisión Bluetooth

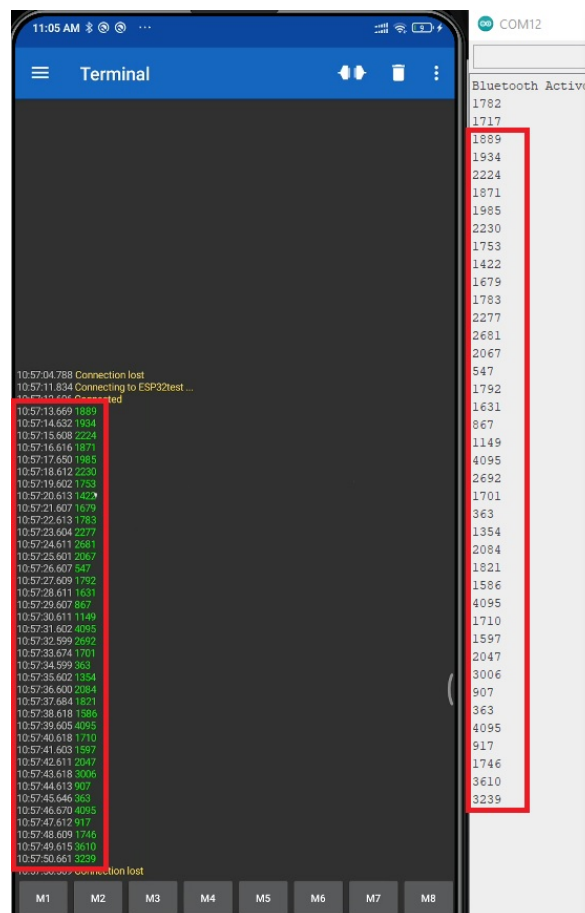


Figura 25: Verificación de la segunda fase de pruebas

0.13. Diseño de Hardware módulo ECG AD8232

El circuito ECG con el módulo AD8232 [2], fue implementado mediante el *datasheet* del fabricante [2], en la sección APPLICATION CIRCUITS. El circuito del AD8232 cumple las funciones de filtrado y amplificación de la señal ECG proveniente de los electrodos colocados en el paciente (véase figura: 26).

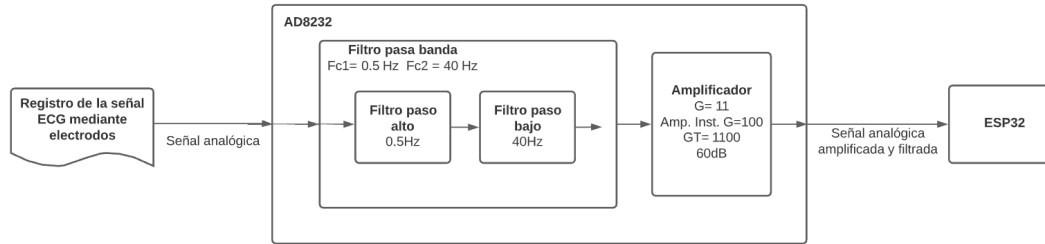


Figura 26: Diagrama de bloques AD8232

El dispositivo está configurado para funcionar como un monitor cardíaco. Se asume que el paciente permanece en estado de reposo durante la medición. Por lo tanto, que el movimiento del paciente no es un factor de error en la adquisición de la señal ECG.

Para obtener la forma de onda del ECG con una distorsión mínima, el módulo AD8232 [2] utiliza en la primera etapa un filtro paso alto de dos polos a 0,5 Hz. Este filtro permite reducir el ruido causado por el movimiento de la placa y el potencial de semicelda del electrodo. El procesamiento de la señal ECG se facilita al trabajar con los datos de la señal eléctrica del corazón y no generar un error de procesamiento al sumar ruido del sistema de adquisición.

$$R1 = R2 > 100K\Omega \quad (1)$$

$$C1 = C2 \quad (2)$$

$$R_{COMP} = 1,4R1 \quad (3)$$

$$C1 = C2 = 0,33\mu F \quad (4)$$

$$R1 = R2 = 10M\Omega \quad (5)$$

$$R_{COMP} = 1,4M\Omega \quad (6)$$

$$F_c = \frac{10}{2\pi \sqrt{C1R1R2C2}} \approx 0,438Hz \quad (7)$$

La segunda etapa posee un filtro de paso bajo de dos polos a 40 Hz. Además se acciona un tercer electrodo para un rechazo óptimo en modo común, que es característico en un amplificador operacional.

$$R1 = R2 > 1M\Omega \quad (8)$$

$$R3 = 1M\Omega \quad (9)$$

$$R4 = 100K\Omega \quad (10)$$

$$C1 = 1,5nF \quad (11)$$

$$C2 = 10nF \quad (12)$$

$$Fc = \frac{10}{2\pi \sqrt{C1R1R2C2}} \approx 41,094Hz \quad (13)$$

El amplificador operacional genera un ganancia de 11. La ganancia total del sistema es de 1100, esto se obtiene al multiplicar 11 por 100 que es la ganancia del amplificador de instrumentación. Para optimizar el rango dinámico del sistema, el nivel de ganancia es ajustable. La ganancia depende de la amplitud de la señal de entrada (varía según la ubicación del electrodo) y el valor de ingreso al [ADC](#).

$$G = 1 + \frac{R3}{R4} = 11 \quad (14)$$

$$G(dB) = 20 \log_{10}(1100) \approx 60,828dB \quad (15)$$

La combinación de filtros paso bajo y paso alto generan un filtro pasa banda. El diagrama de Bode muestra la respuesta característica en frecuencia del sistema de monitoreo cardíaco (véase figura: [92](#)). Las frecuencias no filtradas tiene una ganancia de aproximadamente 60 dB. Las ganancias de las frecuencias de corte en los filtros debe ser 3 dB menos que la frecuencia central (véase figura: [92](#)).

Para las frecuencias de 0.5 Hz y 40 Hz la ganancia es de aproximadamente 57 dB. Este ancho de banda corresponde al de un sistema de monitoreo ambulatorio [ECG](#).

El diseño del sensor [ECG](#) con chip AD8232 [[2](#)] se lo implementó como se muestra en la figura [90](#). Al circuito planteado por el fabricante se adicionó un Jack Stereo 3.5 MM para la conexión de los electrodos. Además un [Light Emitting Diode \(LED\)](#) indicará de manera visual los pulsos cardíacos detectados por el sensor.(véase figura: [91](#))

0.14. Diseño de hardware para microcontrolador ESP32

La implementación del circuito del microprocesador ESP32 [[1](#)] requiere el uso de diversos circuitos complementarios para el funcionamiento del sistema de monitoreo cardíaco (véase figura: [27](#)). Se siguieron las recomendaciones presentadas en los *datasheets* de cada fabricante. En las secciones [0.14.1](#), [0.14.2](#), [0.14.3](#), [0.14.4](#), [0.14.5](#), [0.14.6](#) se detalla el circuito electrónico de cada módulo.

0.14.1. Circuito regulador de voltaje

Para controlar el voltaje de ingreso al sistema, se utilizó el regulador AP2112K, generando un voltaje de salida de 3.3V. Se implementó el circuito recomendado por el *datasheet* del fabricante [[32](#)], en la sección Typical Applications Circuit . Además, se usó un MOSFET DMG2307L-7 [[33](#)] funcionando como conmutador entre la alimentación [USB](#) y la suministrada por la batería de litio. Finalmente, se utilizó un diodo BAT20J [[34](#)] que cumple la función de *switch* para evitar el retorno de corrientes de fuga.

En la figura [80](#) se muestra el diseño circuital del regulador de voltaje en conjunto con los sistemas de conmutación y el diodo [LED](#).

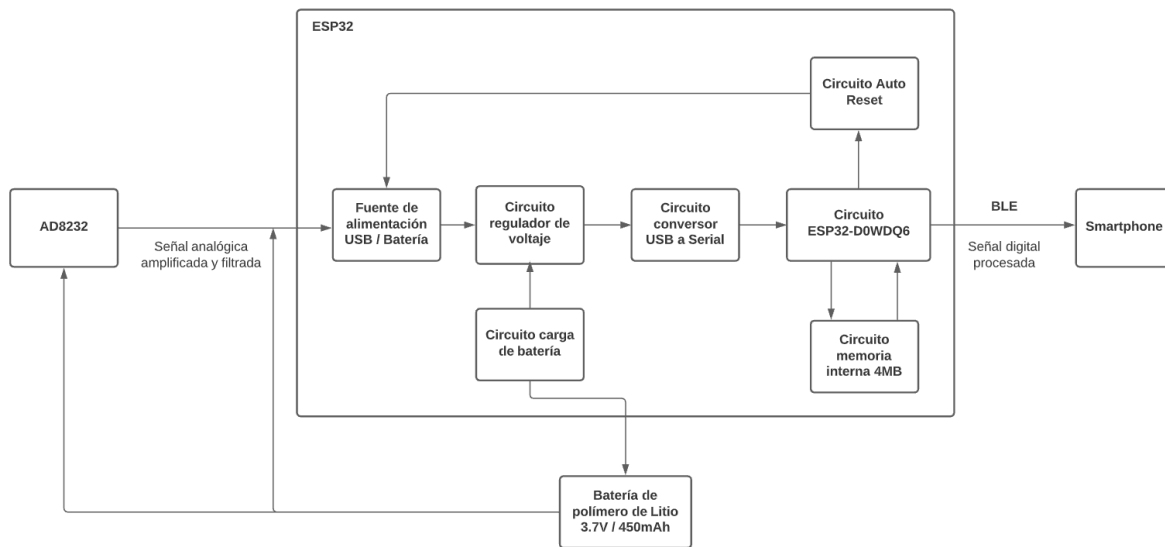


Figura 27: Diagrama de bloques ESP32

0.14.2. Circuito carga de batería

Para el circuito de carga de batería, se utilizó el controlador de gestión de carga MCP73831 [35]. El esquema implementado, fue el recomendado por el *datasheet* del fabricante en la sección Typical Application.

Se agregó un diodo LED en el esquema para indicar el estado de carga de la batería. Además, se colocó un *switch* (ON/OFF) de encendido y apagado general (véase la figura: 81).

El sistema de monitoreo cardíaco contará con dos módulos de suministro energético: una batería recargable de polímero de litio de 450 mAh y un conector micro USB para conectarlo a la red eléctrica.

0.14.3. Circuito conversor USB a Serial

La conversión USB a serial, utiliza el integrado FT231XS [36]. El circuito guía se obtuvo del *datasheet* del fabricante en la sección TUSB Bus Powered Configuration. Mediante este circuito el microcontrolador podrá ser programado usando el software IDE de Arduino.

Se utilizó un fusible para evitar cualquier cortocircuito en el puerto USB (véase la figura: 82).

0.14.4. Circuito memoria interna 4MB

El fabricante del W25Q32JVSS [37] no tiene una recomendación de circuito electrónico. La conexión al microprocesador ESP32 es directa. Se debe adicionar el suministro de energía. El circuito de este módulo lo muestra la figura 83.

0.14.5. Circuito Auto Reset

El integrado MBT3904DW1T1 [38], es un transistor bipolar Bipolar Junction Transistor (BJT), que se encargará de alternar entre el gestor de arranque y el modo de ejecución del microcontrolador (véase la figura: 88). El microcontrolador ESP32 [1] no es una placa propia de Arduino, por este motivo

presenta presenta fallas al momento de cargar el programa. En ocasiones el IDE Arduino solicitará pulsar el *auto reset* para solucionar problemas de compatibilidad.

0.14.6. Circuito ESP32-D0WDQ6

Los circuitos integrados del ESP32 [1] solo requieren 20 resistencias, condensadores, inductores, un cristal y un chip flash [Serial Peripheral Interface \(SPI\)](#) para su funcionamiento. El ESP32 integra un módulo completo de transmisión/recepción de [Radiofrecuencia \(RF\)](#). Además posee amplificadores de potencia, amplificadores de recepción de bajo ruido, filtros y módulos de administración de energía.

La integración de diversos módulos en el micro ESP32 [1] permite un diseño simple de circuitos periféricos. El circuito del ESP32 [1] propuesto por el fabricante [21], se encuentra en la sección [Schematic Checklist](#). Al circuito propuesto se agregó lo desarrollado en las secciones anteriores ([0.13](#),[0.14.5](#),[0.14.4](#),[0.14.3](#),[0.14.2](#),[0.14.1](#)).

Cualquier diseño de circuito ESP32 básico se puede dividir en 10 secciones principales:

- Fuente de alimentación
- Secuencia de encendido y reinicio del sistema
- Flash y PSRAM (opcional)
- Oscilador de cristal
- RF
- ADC
- Condensadores externos
- UART
- SDIO
- Sensor táctil

El circuito final para el microprocesador, quedó de la forma que se muestra en la figura 89. Varios pines que dispone este integrado no se los conectó para evitar saturar la placa de componentes innecesarios. Se tomó en cuenta una cantidad mínima de pines analógicos y digitales para poder ampliar funciones al sistema en proyectos futuros. Considerando los problemas del [ADC2](#) con los sistemas de comunicación [WiFi](#)/Bluetooth, se implementó conexiones para el [ADC1](#).

0.15. Costo por dispositivo

En esta sección se hace un análisis del costo del equipo, mismo que no considera los costos de importación y desarrollo, solo se considera el costo del PCB, de la caja y de los componentes. En el futuro se pretende hacer un análisis más detallado de los costos para obtener el precio unitario del producto propuesto.

El costo para realizar 10 **PCB** es de \$5, por lo tanto el costo unitario es de \$0.50. El costo de una caja para el PCB es de \$ 7, esta caja es impresa en 3D. El valor total de los componentes es de **\$20.84** (véase tabla: 2). En conclusión, el valor total del dispositivo es de **Total: \$28.34**.

Tabla 2: Costos por placa.

Componente	Característica	Cantidad	Valor Unitario \$	Valor \$
401-1431-1-ND	Pulsante	2	0.55	1.10
1253-1751-1-ND	Cristal 26 MHz	1	0.63	0.63
887-1573-1-ND	Cristal 32.76 KHz	1	0.49	0.49
W25Q32JVSSIQ-ND	IC FLASH 4MB	1	0.74	0.74
768-1129-1-ND	Conversor USB a Serial	1	2.12	2.12
F2112CT-ND	Fusible	1	0.50	0.50
102-4007-1-ND	Conector micro USB	1	0.95	0.95
MCP73831T	Cargador batería	1	0.56	0.56
497-3381-1-ND	Diodo	1	0.33	0.33
475-3467-1-ND	Led Amarillo	1	0.39	0.39
475-2816-1-ND	Led Azul	1	0.34	0.34
475-2506-1-ND	Led Rojo	2	0.25	0.50
AP2112K	Regulador voltaje	1	0.37	0.37
DMG2307L-7	Mosfet	1	0.36	0.36
MBT3904DW	Transistor	1	0.17	0.17
1904-1004-1-ND	ESP32	1	3.51	3.51
AD8232ACPZ-R7CT	AD8232	1	3.36	3.36
587-1538-1	Inductor 2.7 nH	1	0.08	0.08
SC1488-1-ND	Jack Stereo	1	0.93	0.93
RMCF0603FT1	1.4 MOhm	1	0.2	0.02
311-0.0LECT-ND	0 Ohm	2	0.01	0.02
YAG1290CT-ND	10 KOhm	6	0.01	0.06
YAG3577CT-ND	20 KOhm	1	0.02	0.02
YAG5328CT-ND	27 Ohm	2	0.02	0.04
YAG1294CT-ND	1 KOhm	3	0.01	0.03
YAG1297CT-ND	2 KOhm	1	0.04	0.04
YAG1298CT-ND	330 Ohm	1	0.04	0.04
311-1MLDCT-ND	1 MOhm	3	0.02	0.06
311-180KLDCT-ND	180 KOhm	2	0.02	0.04
311-10.0MHRCT-ND	10 MOhm	6	0.01	0.06
311-360KHRCT-ND	360 KOhm	1	0.02	0.02

Continúa en la siguiente página

Tabla 2 – Continuación de la página anterior

Componente	Característica	Cantidad	Valor Unitario \$	Valor \$
311-100KLDCT-ND	100 KOhm	1	0.02	0.02
311-1185-1-ND	270 pF	2	0.07	0.14
311-1099-1-ND	10 pF	2	0.09	0.18
311-3829-1-ND	2.4 pF	1	0.07	0.07
311-1741-1-ND	5.6 pF	1	0.06	0.06
311-3955-1-ND	47 pF	2	0.06	0.12
311-1868-1-ND	1 μ F	1	0.17	0.17
311-1784-1-ND	2.2 μ F	1	0.16	0.16
311-1453-1-ND	4.7 μ F	3	0.11	0.33
311-4078-1-ND	100 pF	1	0.05	0.05
490-7202-1-ND	10 μ F	1	0.29	0.29
311-1445-1-ND	1 μ F	1	0.14	0.14
311-3951-1-ND	15 pF	2	0.06	0.12
490-6384-1-ND	3000 pF	1	0.13	0.13
311-1360-1-ND	10000 pF	2	0.05	0.10
311-1341-1-ND	0.1 μ F	10	0.04	0.40
311-3110-1-ND	1000 μ F	1	0.15	0.15
311-3385-1-ND	0.33 μ F	2	0.14	0.28
311-4064-1-ND	1500 pF	1	0.05	0.05
Total componentes				\$20.84

0.16. Desarrollo de Software

El software se divide en dos partes, la programación del microcontrolador ESP32 [1] mediante IDE Arduino y la aplicación Android desarrollada en Android Studio. Las etapas de la 1 a la 4 del diagrama de flujo de la figura 28 corresponden a la primera fase de pruebas (véase figura: 23). Desde la etapa 5 que involucra al módulo BLE se dan los cambios en la programación del micro ESP32 [1] a excepción de la etapa 8.

0.16.1. Estructura de código implementado para ESP32

El diagrama de flujo que representa las funciones desarrolladas por el micro ESP32 [1] mediante el código implementado en Arduino IDE, se muestra en la figura 28. El código desarrollado para el ESP32 mediante Arduino IDE se encuentra en la carpeta `Arduino/VITAL_HEALTH-UC` en el repositorio github VitalHealthUC [39].

5. **Conexión BLE:** El sistema detectará si existe una conexión BLE. Al estar vinculado el sensor con el *Smartphone* se da paso al procesamiento de la señal ECG.
6. **Visualización de datos:** Los datos digitalizados luego de pasar por un ADC, se podrán visualizar en las primera pruebas mediante el monitor serial de Arduino IDE. La señal podrá ser vista mediante el serial *plotter* que provee la misma plataforma Arduino (véase figura: 22).

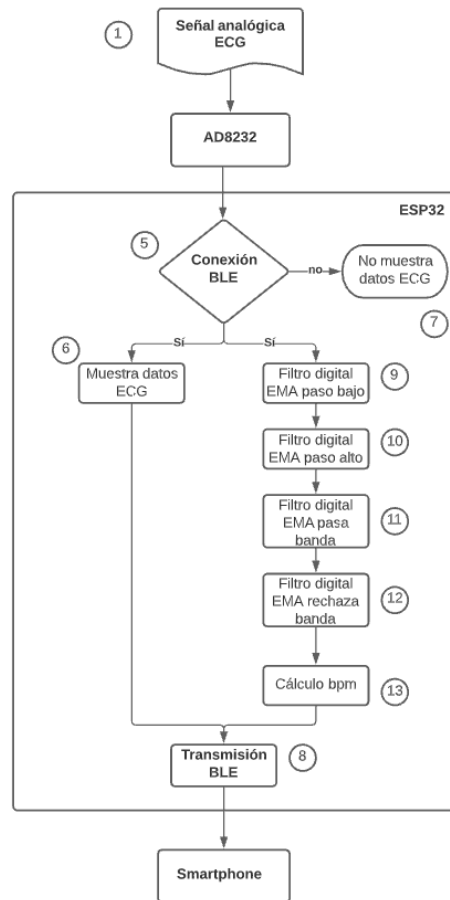


Figura 28: Diagrama de flujo ESP32

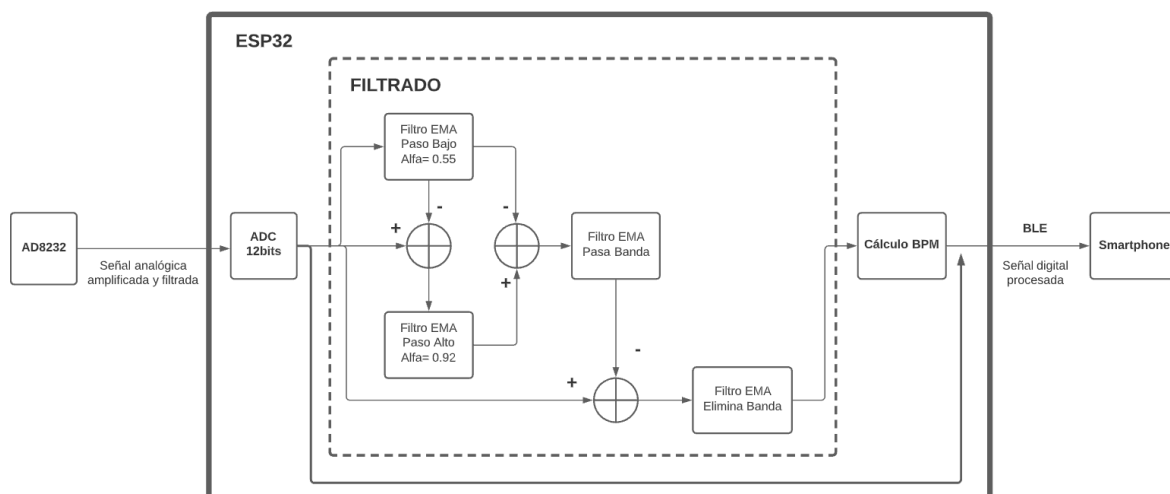


Figura 29: Diagrama de bloques filtros EMA

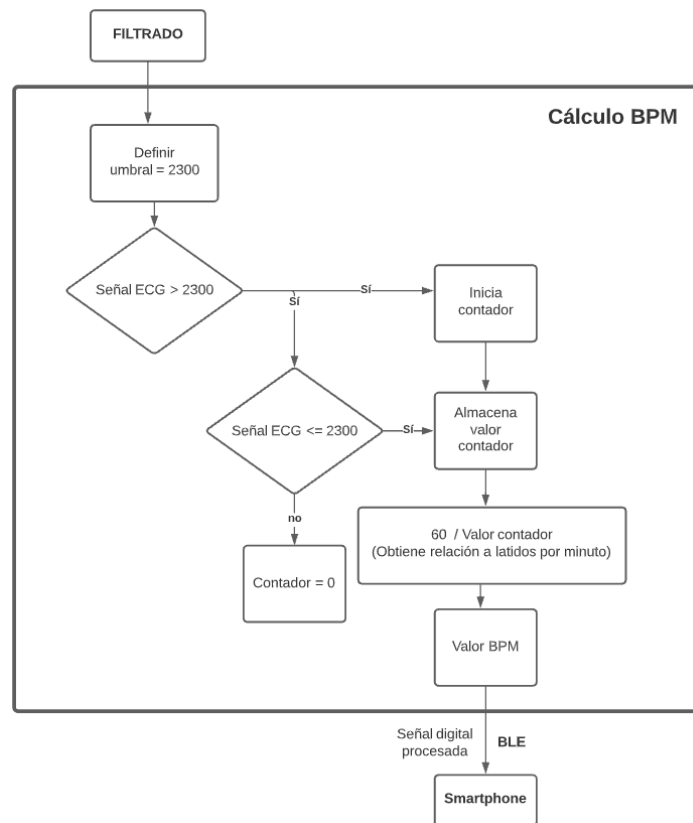


Figura 30: Diagrama de flujos cálculo BPM

7. **BLE sin conexión:** Si el sistema no detecta la conexión BLE con el *Smartphone* entrará en estado de espera. Sin procesamiento ni transmisión de datos (véase figura: 23).
8. **Transmisión BLE:** A diferencia de la fase de pruebas, la transmisión de datos utilizará BLE. Los datos se enviarán mediante el servicio de notificaciones, las cuales se envían de manera permanente hacia el *Smartphone*.
9. **Filtros EMA:** La señal del ECG puede presentar en cada periodo uno o varios valores máximos, esto dependiendo de la ubicación o movimiento de los electrodos. Los filtros EMA se implementarán para generar un solo valor máximo por periodo de la señal, aunque se los utiliza por lo general para la eliminación de ruido. Garantizando en cierta manera que el intervalo de tiempo entre cada valor máximo corresponda a un latido cardíaco. El proceso que sigue este filtrado se lo puede ver en la figura 29.
13. **Cálculo del bpm:** La medida bpm hace referencia a los latidos por minuto. La señal filtrada y con un solo punto máximo por periodo, permitirá realizar el cálculo de la frecuencia cardíaca (véase la figura: 30). Si un valor sobrepasa el umbral definido, se detectará como un valor máximo iniciando un contador que finalizará al detectar otro punto máximo. Se hará un relación a cuantos intervalos de tiempo entre cada dos puntos máximos detectados ocurren durante un minuto. De esta manera se realizará el cálculo de la frecuencia cardíaca (véase la figura: 31).

El código implementado en Arduino IDE permite detectar correctamente los puntos máximos de la señal ECG. La transmisión de datos se realiza vía Bluetooth por BLE para ahorro de energía.



Figura 31: Detección puntos máximos para obtención de la frecuencia cardíaca

0.16.2. Estructura de código implementado para aplicación Android

El código desarrollado para la aplicación de Android se encuentra en la carpeta **AndroidApp** en el repositorio github VitalHealthUC [39].

La figura 32 muestra el diagrama de flujo que representa el funcionamiento de la aplicación.

13. **Conexión BLE:** El *Smartphone* realizará la conexión **BLE** con la placa del sistema Vital Health UC. La pantalla de **ECG** no mostrará sus funciones hasta establecer una conexión.
14. **Usuario no registrado:** Al ingresar al menú de un usuario no registrado, la aplicación mostrará funciones limitadas. La pantalla de indicaciones y la de **ECG** simple, son propias de este usuario. Las funciones de la pantalla **ECG** permitirán ver la gráfica del electrocardiograma y el valor del **bpm**.
15. **Usuario registrado:** Este usuario contará con todas las funciones del sistema, como indicaciones, archivo, cuenta y **ECG**. Todo esto al realizar un registro mediante correo electrónico y contraseña o la opción de acceder mediante una cuenta Google.
16. **Pantalla ECG:** Dentro de la pantalla de **ECG** se podrá ver la señal cardíaca, y el valor de **bpm**. En la aplicación se podrá realizar grabaciones de 5 segundos de la señal. Durante la grabación se promediará el valor del **bpm** y se detectará anomalías. Si una anomalía es detectada, se enviará un correo electrónico al médico registrado por el paciente.
17. **Pantalla archivo:** Se accederá a los registros de Firebase, para poder visualizar las grabaciones de las señales **ECG** y el promedio del **bpm**. La opción de eliminar grabaciones se llevará a cabo una vez que el usuario confirme esta decisión. La pantalla se ubicará de manera horizontal para visualizar la señal de manera amplia.
18. **Visualización señal del ECG:** La señal **ECG** se mostrará igual para los dos tipos de usuarios. Con una velocidad de 25 mm/s y una amplitud de 10 mV. La aplicación implementa la opción de retroceder la señal en vivo, también se podrá realizar esta función al finalizar la transmisión.
19. **Funciones de la pantalla ECG para usuarios registrados:** La diferencia con el usuario no registrado está en la grabación y notificación al médico. Si se detecta una frecuencia cardíaca menor a 60 **bpm**, se enviará un mensaje de una posible bradicardia. Pero si el valor de la frecuencia supera los 100 **bpm** se alertará de una posible taquicardia. Los mensajes serán automáticos, los

datos se obtendrán de los registros de Firebase.

20. **Transmisión WiFi:** El correo electrónico de notificación y la transmisión de los valores a la base de datos será mediante **WiFi**. Si el usuario dispone conexión de datos, también se podrá realizar la transmisión de esta forma.
21. **Base de datos:** Será capaz de almacenar los registros pertenecientes a cada usuario. Cada paciente se identificará mediante una clave única, protegiendo de esta manera la confidencialidad del paciente.

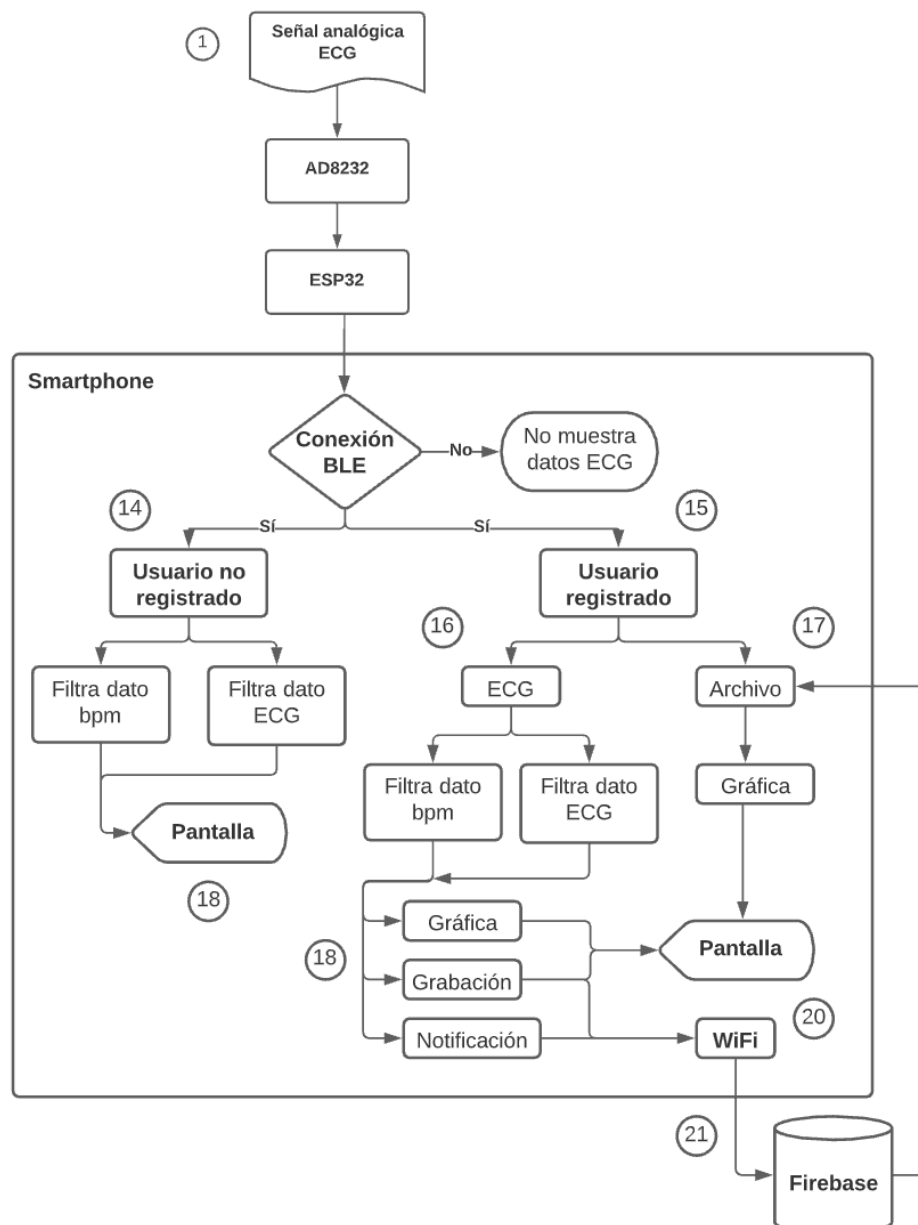


Figura 32: Diagrama de flujo funcionamiento aplicación Android

0.16.3. Estructura de base de datos

La base de datos será implementada en Firebase, que es un servicio que ofrece la plataforma de Google.

Cada usuario será identificado con una clave única. Los datos de edad, email, correo electrónico del médico y nombre serán necesarios en el registro inicial de cada paciente.

Las grabaciones de 5 segundos de duración se almacenarán según su fecha de almacenamiento. Cada dato recibido tendrá información del valor **ECG** para la gráfica de la señal y el dato de la frecuencia cardíaca (véase figura: 33).

En cada dato se almacena un punto para la gráfica **ECG** y un valor del **bpm** para el calculo de la frecuencia cardíaca promedio (véase figura: 33). No se almacena un solo valor de **bpm** por cada 5 segundos de registro. La frecuencia cardíaca se calcula nuevamente al momento de graficar los datos extraídos de *Firebase*.



Figura 33: Estructura de base de datos Firebase

0.17. Verificación mensaje enviado al médico

Si se detecta una frecuencia cardíaca menor a 60 o mayor a 100 **bpm**, se notificará al médico. La figura 34 muestra como el sistema implementado funciona. Durante las pruebas médicas se detectó una medida de 104**bpm**, indicando una posible taquicardia. Las anomalías fueron registradas en el **ECG** estándar (véase figura: 55) y en el sistema de monitoreo cardíaco propuesto (véase figura: 56). El correo electrónico fue enviado al momento de generarse esta alerta (véase figura: 34).

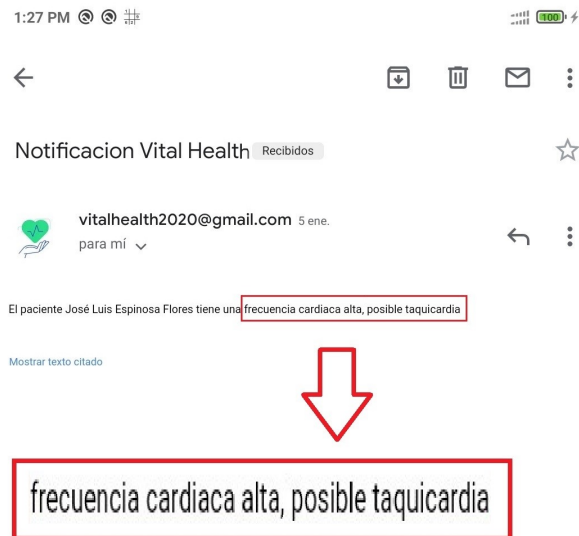


Figura 34: Correo Enviado



Resultados

En este capítulo se presentan las pruebas médicas realizadas al sistema de monitoreo cardíaco propuesto. Las pruebas se llevaron a cabo en el Instituto Médico de Especialidades y el Hospital San Vicente de Paúl en la ciudad de Ibarra. La comparación fue hecha con dos dispositivos ECG estándar diferentes. El primero es un sistema de monitoreo cardíaco con hardware físico, y el segundo es un software de PC. Para el software de monitoreo cardíaco la conexión de los electrodos es mediante USB.

Se realizó un análisis comparativo de manera visual entre las gráficas ECG obtenidas con los dispositivos estándar y el sistema de monitoreo cardíaco planteado en este proyecto. Además, se efectuó una comparación numérica de la frecuencia cardíaca para un total de 9 pacientes de diferentes sexos y edades.

0.18. Dispositivos ECG estándar utilizados

Las pruebas médicas se realizaron en una institución de salud pública y una privada. El Instituto Médico de Especialidades utiliza el ECG Mortara ELI 230. El Hospital San Vicente de Paúl posee un dispositivo ECG-Software para la atención de sus pacientes.

En la tabla 3 se detallan las características del ECG Mortara ELI 230 [40] y del dispositivo de monitoreo cardíaco propuesto.

Tabla 3: Características de los Electrocardiogramas

Electrocardiogramas		
Característica	Especificación del Mortara ELI 230	Especificación del dispositivo realizado
Instrumento	Electrocardiograma de 12 derivaciones	Electrocardiograma de 12 derivaciones
Canales de entrada	Adquisición simultánea de las 12 electrodos	Adquisición de 1 derivación
Electrodos de adquisición	I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6	I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6
Pantalla de forma de onda	Pantalla LCD retro iluminada a color, formato VGA 320 x 240 LCD. Presenta 8 o 12 derivaciones simultáneas	Pantalla de <i>Smartphone</i>
Convertor A/D	20 bits	12 bits
Filtros	Filtro de línea base de alto rendimiento; filtro de interferencia AC 50/60 Hz; filtros paso bajo 40 Hz, 150 Hz, o 300 Hz	Filtro pasa banda 40-60Hz
Velocidad de la impresión térmica	5, 10, 25 o 50 mm/s	25 mm/mV
Configuración de ganancia	5, 10 o 20 mm/mV	10 mm/mV
Formato de impresión de reportes	Estándar o Cabrera; 12, 6 o 3+1 canal	1 derivación
Formato de impresión de ritmo	12, 6 o 3 canales con configuración de grupos de derivaciones	1 derivación
Peso	5.8 lbs (2.63 kg) incluido batería (no incluye papel)	50 g
Tamaño	11.25 x 7.5 x 2.75" (28.58 x 19 x 7 cm)	62x62x15mm)
Requerimientos de alimentación	Fuente de alimentación universal AC (100-240 VAC a 50/60 Hz) 110 VA; batería interna recargable	Batería de 3.3V o 5V vía USB

0.19. Protocolo para realizar un electrocardiograma

El protocolo utilizado por el grupo de cardiólogos para realizar las pruebas médicas [41], se lo implementó con el sistema de monitoreo cardíaco propuesto en el Instituto Médico de Especialidades de la ciudad de Ibarra. En el Hospital San Vicente de Paúl no se pudo seguir todos los parámetros del protocolo. A los pacientes de sexo femenino no se les descubrió por completo el tórax. A continuación se detalla el protocolo:

- **Consideración inicial**
 - Averiguar el estado de la piel del paciente.
- **Preparación**
 - **De la enfermera**
 - ◇ Realizar un lavado de manos higiénico.

■ Del material

- ◇ Electrocardiógrafo de 12 derivaciones.
- ◇ Electrodo de papel adhesivo y/o metálicos.
- ◇ Material conductor: alcohol/ agua jabonosa/ gel.
- ◇ Papel milimetrado.
- ◇ Gasas o pañuelos de papel.
- ◇ Sabanas (opcional).
- ◇ Toalla (opcional).
- ◇ Bolígrafo.
- ◇ Cama o camilla.

■ Del paciente

- ◇ Ser informado de la técnica que se va a realizar.
- ◇ Posición: decúbito supino. Si no la tolera, eleve ligeramente el cabezal.
- ◇ Descubrir el tórax y exponer los brazos y piernas. Retirar los zapatos.

● Ejecución

1. Colocar al paciente sobre la camilla en decúbito supino, cómodo y relajado.
2. Cubrir al paciente con una sabana o con su ropa, desde las rodillas hasta el 7mo espacio intercostal.
3. Limpiar con una gasa impregnada en alcohol la zona interior de las muñecas y de los tobillos.
4. Aplicar un electrodo: en cada una de las muñecas y tobillos.
5. Conectar el cable **RA** o rojo al electrodo de la muñeca derecha.
6. Conectar el cable **RL** o negro al electrodo del tobillo derecho.
7. Conectar el cable **LL** o verde al electrodo del tobillo izquierdo.
8. Conectar el cable **Left arm (LA)** o amarillo al electrodo de la muñeca izquierda.
9. Limpiar con una gasa impregnada en alcohol los 6 espacios de van a ocupar los electrodos torácicos, y conectarlos según se indica:
 - 4.º espacio intercostal derecho, junto al esternón. V1.
 - 4.º espacio intercostal izquierdo, junto al esternón (paralelo al interior). V2.
 - 5.º espacio intercostal izquierdo, entre V2-V4, bajo el pezón izquierdo V3.
 - 5.º espacio intercostal izquierdo, línea media clavicular. V4.
 - 5.º espacio intercostal izquierdo, línea anterior axilar. V5.
 - 5.º espacio intercostal izquierdo, línea media axilar. V6.
10. Seleccionar la velocidad estándar a 25 mm/segundo.
11. Calibrar o pulse el botón (auto), según el modelo del aparato.
12. Seleccionar y registrar las diferentes derivaciones durante al menos 6 segundos cada una de ellas.
13. Al finalizar el registro, apagar el aparato y retirar los electrodos.
14. Limpiar la piel con una gasa húmeda, si es necesario.
15. Identificar y cortar el papel según las diferentes derivaciones registradas.

● Post-ejecución**■ Paciente**

- ◇ Ayudar al paciente a vestirse, si es necesario.

- ◇ Educar al paciente en lo referente a la importancia de permanecer quieto y no hablar durante el registro.

■ Material

- ◇ Limpiar los electrodos metálicos con una gasa impregnada en alcohol.
- ◇ Recoger los cables de los electrodos y enrollarlos.
- ◇ Arreglar la cama/ camilla y el entorno.

■ Enfermera

- ◇ Lavarse las manos con lavado de manos higiénico.
- ◇ Registrar en el historial del paciente:
 - ◊ La técnica ejecutada. Día y hora.
 - ◊ Los problemas presentados u observados.
 - ◊ La respuesta del paciente.
 - ◊ Firmar

● Posibles complicaciones derivadas de la técnica

- Alteración del bienestar.

0.20. Pruebas médicas

La evidencia de las pruebas médicas realizadas siguiendo el protocolo para la realización del ECG (véase sección 0.19) se muestran en las figuras 35, 93, 94 y 95.

0.20.1. Gráficas ECG

Como se mencionó en la sección 0.2, las pruebas se llevaron a cabo con 9 pacientes. Todas las gráficas de los ECG se encuentran en el anexo 0.25. En esta sección se pueden ver las señales ECG del dispositivo comercial y del dispositivo propuesto de un solo paciente. Las señales pertenecen a un paciente del Instituto médico de Especialidades que permitió realizar del protocolo médico completo. El registro se muestra en las figuras 36, 37 y 38.

Tabla 4: Frecuencia cardíaca de Motara ELI 230 vs Vital Health UC

Comparación FC		
Paciente	Motara ELI 230 (bpm)	Vital Health UC (bpm)
1	88	91
2	73	71
3	76	77
4	76	76
5	62	62
6	118	104
7	71	72
8	64	66
9	53	49



Figura 35: Colocación ECG por parte del personal médico

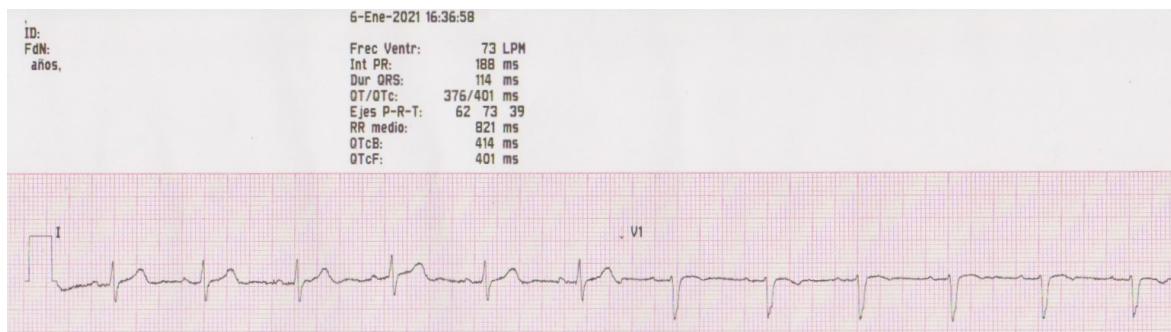


Figura 36: Paciente 2 Motara ELI 230

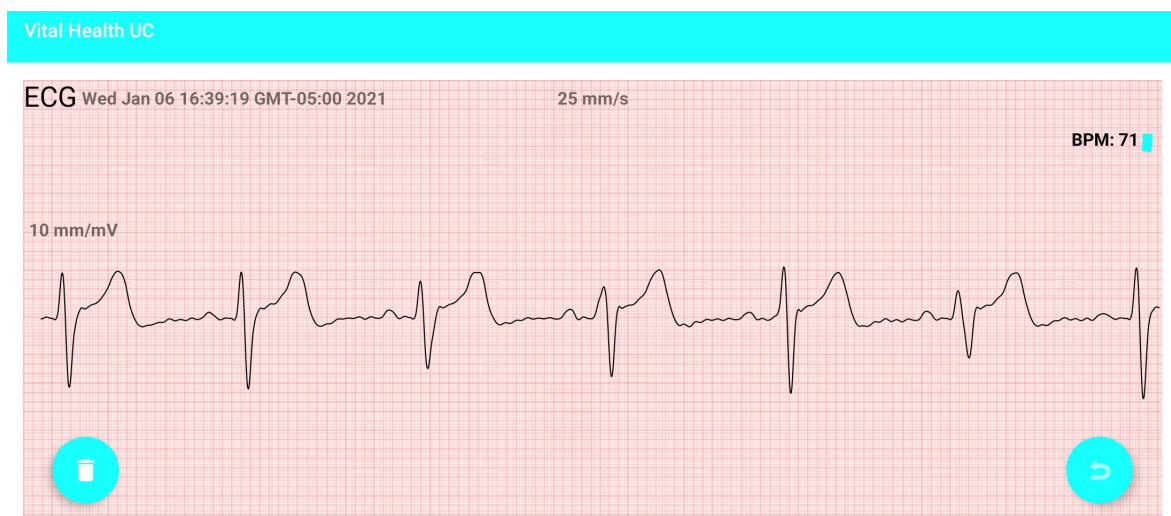


Figura 37: Paciente 2 Vital Health UC

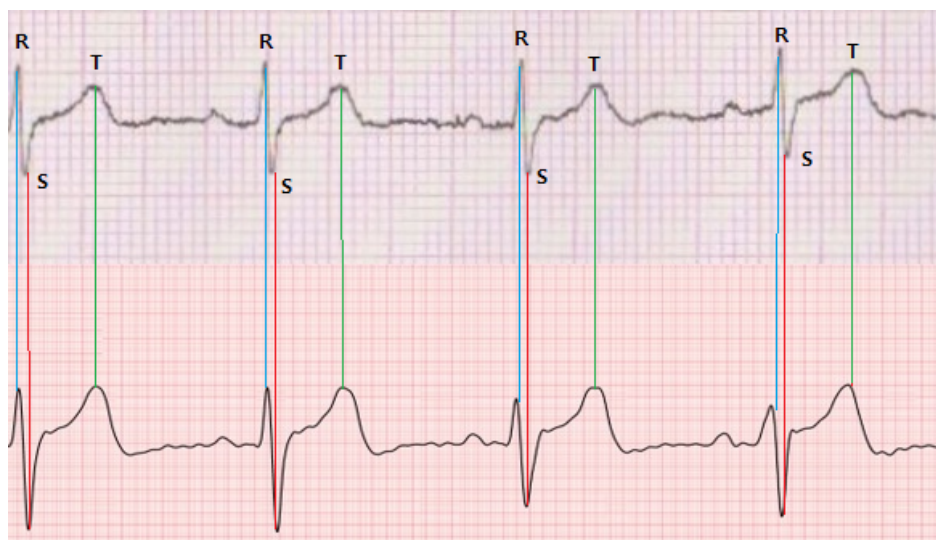


Figura 38: Paciente 2 comparación

Al comparar las gráficas ECG del paciente 2 en la figura 38 mediante el trazado de líneas verticales en cada onda característica del electrocardiograma. Se visualiza que la ubicación de las ondas R, S y T del Motara ELI 230 coinciden con las del sistema de monitoreo cardíaco Vital Health UC. Esto permite un cálculo de la frecuencia cardíaca con una diferencia de +2 bpm. Colocando al sistema Vital Health UC dentro de la tolerancia de error permitida de ± 5 bpm.

0.20.2. Tolerancia de error en dispositivos médicos

En la tabla 5 se detallan los valores de tolerancia que presentan diferentes dispositivos de medición cardíacos. Los datos fueron obtenidos del Emergency Care Research Institute (ECRI) [42], organismo que se encarga de definir parámetros para instrumentación médica. La tabla 4 muestra los valores obtenidos de bpm para los dos dispositivos.

Tabla 5: Tolerancia de error en dispositivos médicos cardíacos

Tolerancia de error			
Equipos	Magnitud	Campo de medida	Error máximo permitido
Electrocardiógrafo	Frecuencia	(0.05-150)Hz	(0.01-10)Hz
	CMMR	≥ 100 dB	± 3 dB
	Sensibilidad	10 mm/V	± 5 %
	Impedancia	≥ 5 M Ω	± 1 K Ω
	Aislamiento	≤ 50 μ A	± 5 μ A
	FC	(15-300)bpm	$\pm (2-5)$ bpm
Desfibrilador	CMMR	≥ 100 dB	± 3 dB
	Forma de onda	(200-3000)V; (5-10)ms	$\pm (0.01-0.1)$ V; ± 0.01 ms
	Sincronismo	<60 ms	± 6 ms
	FC	(15-300)bpm	$\pm (2-5)$ bpm
	Impedancia	≥ 5 M Ω	± 5 K Ω
Monitor	Frecuencia	(0.05-150)Hz	0.5Hz
	CMMR	≥ 100 dB	± 3 dB
	Sensibilidad	10 mm/V	± 5 %
	Impedancia	≥ 5 M Ω	± 1 K Ω
	Aislamiento	≤ 50 μ A	± 5 μ A
	FC	(15-300)bpm	$\pm (2-5)$ bpm
Pulsímetro	Frecuencia de pulso	(30-240)bpm	± 5 bpm
	Saturación de oxígeno SpO_2	(7-100) %	± 3 %

Según la ECRI, el valor tolerable para dispositivos de medición cardíaca es ± 5 bpm (véase tabla: 1).

0.20.3. Análisis de gráficas

Tomando el rango de error permitido de ± 5 bpm. De las 9 pruebas médicas realizadas, solo una no cumple con este factor de error (véase figura: 39). Los motivos que pudieron llevar a este resultado pueden ser varios:

- Las mediciones realizadas en el Hospital San Vicente de Paúl no fueron de manera dual con los dos sistemas ECG colocados a la vez. Entre cada prueba hubo una diferencia de aproximadamente 10 minutos, esto pudo cambiar el valor de la frecuencia cardíaca.

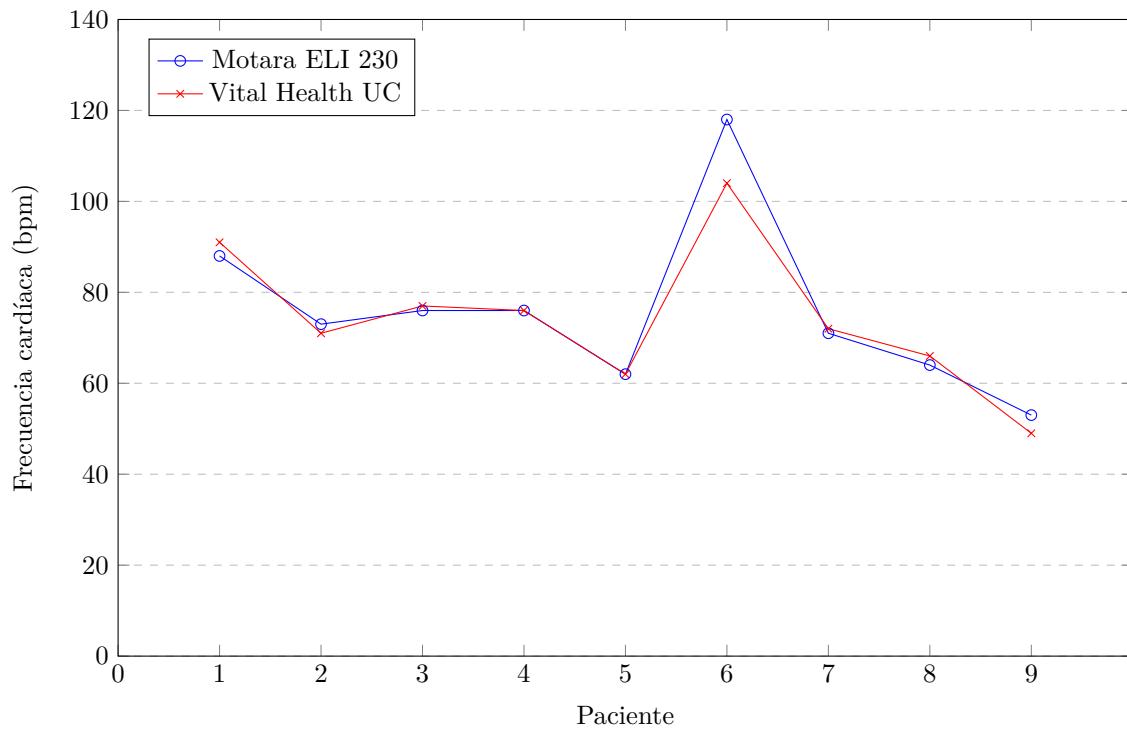


Figura 39: Valores de frecuencia cardíaca obtenidos por los sistemas de monitoreo cardíaco

- Las mediciones en el Hospital San Vicente de Paúl no siguieron el protocolo médico al retirar todos los objetos ubicados en el pecho del paciente. Las pruebas médicas se realizaron con vestimenta sobre la parte superior del cuerpo, a diferencia de las pruebas hechas por los ECG estándar.
- El dispositivo de monitoreo cardíaco planteado, no posee definido un protocolo para la ubicación de electrodos en la superficie torácica, como sucede en el caso del ECG estándar. Los valores obtenidos por el sensor cardíaco puedan variar dependiendo del lugar donde se ubiquen los 3 electrodos.

0.21. Consumo de energía

El dispositivo de monitoreo cardíaco funciona con una batería LiPo de 450 mAh, el sensor AD8232 [2] según el *Datasheet* del fabricante requiere un suministro mínimo de energía de $170 \mu A$. El microcontrolador ESP32 [1] según el *Datasheet* del fabricante necesita una corriente eléctrica en transmisión BLE de 130 mA y 50 mA con velocidad normal de CPU (80 MHz). Se verificó el consumo de energía con un amperímetro y se obtuvo medias de 82 mA sin BLE y 92 mA con BLE.

$$tiempo_{(sinBLE)} = \frac{450mAh}{82mA} = 5,49horas \quad (16)$$

$$tiempo_{(BLE)} = \frac{450mAh}{92mA} = 4,89horas \quad (17)$$

El tiempo de autonomía energética hace referencia a horas de trabajo continuo del dispositivo de monitoreo cardíaco. Sin embargo los ECG no funcionan de manera continua, sino que se encienden al momento de registrar un electrocardiograma y luego se apagan. El registro de la señal ECG con el sistema de monitoreo cardíaco propuesto puede tardar 3 minutos.

Se realizarían aproximadamente 100 registros ECG, considerando 5 horas de autonomía energética entre los dos modos de funcionamiento para el dispositivo de monitoreo cardíaco.

0.22. Conclusión

El sistema de monitoreo cardíaco Vital Health UC está dentro de los parámetros de funcionamiento de dispositivos estándar, en cuanto a la medición de la frecuencia cardíaca. La tolerancia de error está dentro de los valores permitidos según la ECRI (véase tabla: 1). El análisis visual de las señales ECG, muestra que son semejantes en amplitud (mm/mV) y velocidad (mm/s).

Este prototipo es una primera versión de prueba. Sus mediciones son aceptables según las pruebas médicas realizadas. Sin embargo, no se puede determinar que es un sistema para uso médico. Se deberían hacer más pruebas para considerarlo con un producto comercial de uso médico.

Usando la calculadora de Technology Readiness Levels (TRL) disponible en [43], el dispositivo de monitoreo cardíaco alcanza un nivel TRL6 debido a que se encuentra en la fase de pruebas médicas para entornos reales. El sistema ECG propuesto es un producto enfocado al sector de la salud, por lo que se requiere un mayor número de pruebas médicas. Sin embargo su diseño de *hardware* y *software* son los de un producto mínimo viable con características comerciales.

Conclusiones y recomendaciones

0.23. Conclusiones

En el proyecto se realizó el registro exitoso de una base de datos de 9 pacientes durante las pruebas médicas. En la base de datos se almacena la señal ECG y la frecuencia cardiaca. La gráfica de la señal ECG se visualiza correctamente en la aplicación Android.

Se implementó un sistema de monitoreo cardiaco de bajo precio, con un reducido consumo de energía, portable y con un porcentaje de error dentro de las especificaciones médicas, además la antena microstrip está integrada en el PCB.

El dispositivo permitió realizar la detección de anomalías cardiacas. Al realizar las pruebas médicas se registró una taquicardia mediante el análisis de la frecuencia cardiaca (véase sección 0.17). La frecuencia cardiaca se obtiene usando el intervalo RR. Cuando se detectó la taquicardia se generó una alerta de manera automática mediante el envío de un correo electrónico al médico registrado.

La señal ECG es presentada en la aplicación Android del *Smartphone*. Visualmente son iguales en cuanto a amplitud y velocidad de graficación con las de un ECG estándar. Por este motivo se puede calcular la frecuencia cardiaca basándose en el método gráfico (véase sección: 0.6.4).

Cabe mencionar que el objetivo del trabajo de titulación fue para una sola derivación. Sin embargo se planteó obtener las 12 derivaciones a partir de filtros digitales EMA. Como resultado se obtuvo las gráficas de las derivaciones DI, DII, DIII aVR, aVL y aVF con características iguales a las de un ECG estándar. Pero en las derivaciones V1, V2, V3, V4, V5 y V6 presentaban diferencias al compararlas con las obtenidas por el electrocardiograma estándar. Por este motivo se plantea su desarrollo en trabajos futuros.

De las nueve pruebas médicas realizadas, solo en una de ellas no se cumple con el factor de error permitido. Teniendo una efectividad del 90 % con este rango mínimo de pruebas realizadas. Como se mencionó en la sección 0.22, el factor más probable para generar el 10 % de error, es la diferencia de tiempo entre las toma de registro ECG. El intervalo de tiempo entre el registro del ECG estándar y el del sistema de monitoreo cardiaco propuesto fue de aproximadamente 10 minutos.

0.24. Recomendaciones

Los componentes e integrados de este proyecto son de tamaño reducido, necesitando características de soldadura superficial específicas. Se debe utilizar rangos de temperatura máximos (véase figura: 18), puntos de fusión mínimos para la pasta de soldar y de preferencia el uso de *stencil*.

Las placas PCB para este dispositivo requiere características técnicas especiales, por este motivo no se las pudo realizar en Ecuador. Se debe tomar en cuenta todos los posibles fallos antes de fabricar las



placas. Si se detecta un error luego de haber realizado el pedido de la placa, implica una ampliación considerable en las fechas de llegada al país de alrededor de tres meses extras. Utilizando servicios de envío rápido, generan costos elevados que no se ven justificados al compararlos con el valor de las placas [PCB](#).

0.25. Trabajos futuros

Este proyecto presenta una amplia línea de trabajos futuros, el tamaño de la placa del dispositivo de monitoreo cardíaco aún puede reducirse, favoreciendo la portabilidad del prototipo.

Utilizando la memoria de 4 MB, el almacenamiento de las señales se lo podría realizar dentro de la memoria interna del sistema. Planteando técnicas de compresión se podría utilizar el dispositivo como un sistema Holter.

Implementar clasificación de señales [ECG](#) con el uso de redes neuronales. Mediante *machine learning* implementado en las neuronas, identificar un mayor número de patologías cardíacas. Y no solo generar notificaciones al identificar patologías directamente ligadas a la frecuencia cardíaca.

Reestructurar la base de datos para vincular la información de cada paciente su médico. De esta manera, el médico podría acceder a los datos de cada paciente de manera remota.

Verificar el estado de carga de la batería de manera directa en la aplicación Android, implementando un sensor de corriente en el *Hardware*.

Pruebas médicas

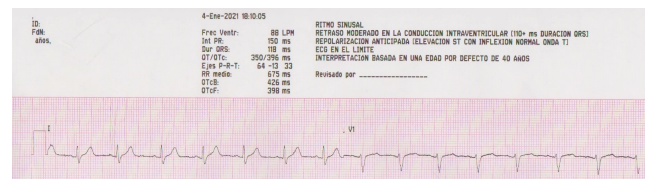


Figura 40: Paciente 1 Motara ELI 230

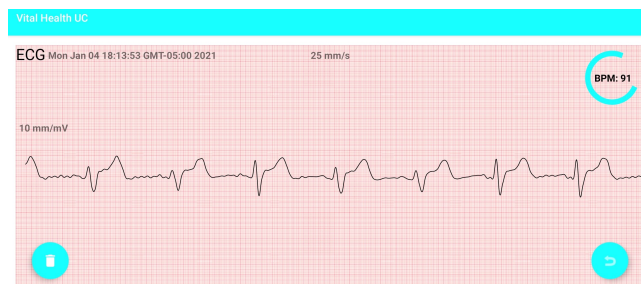


Figura 41: Paciente 1 Vital Health UC



Figura 42: Paciente 1 comparación

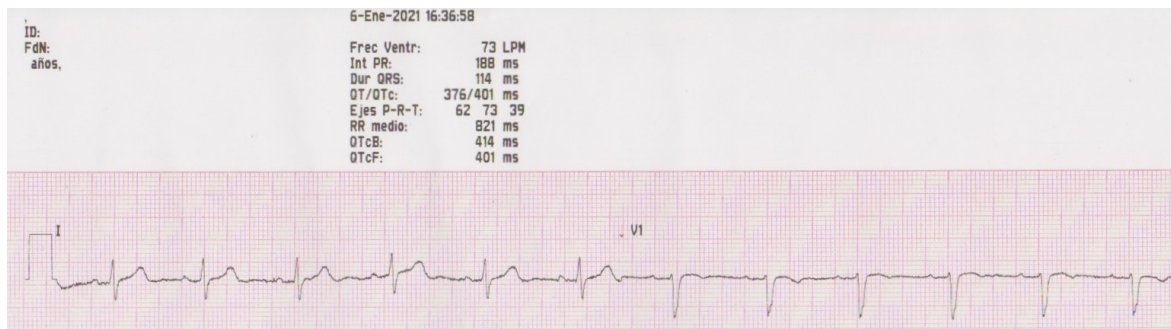


Figura 43: Paciente 2 Motara ELI 230

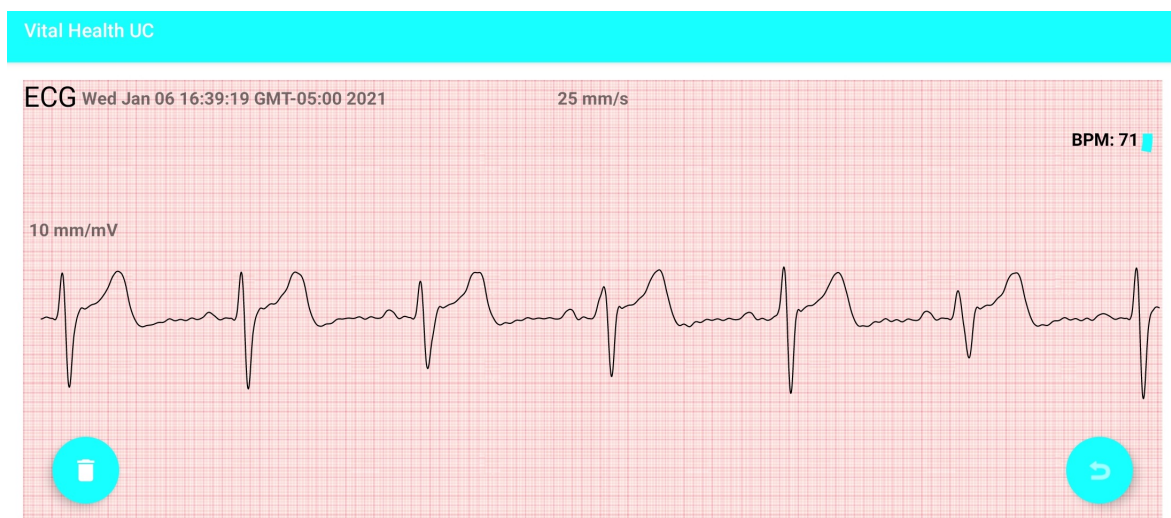


Figura 44: Paciente 2 Vital Health UC



Figura 45: Paciente 2 comparación

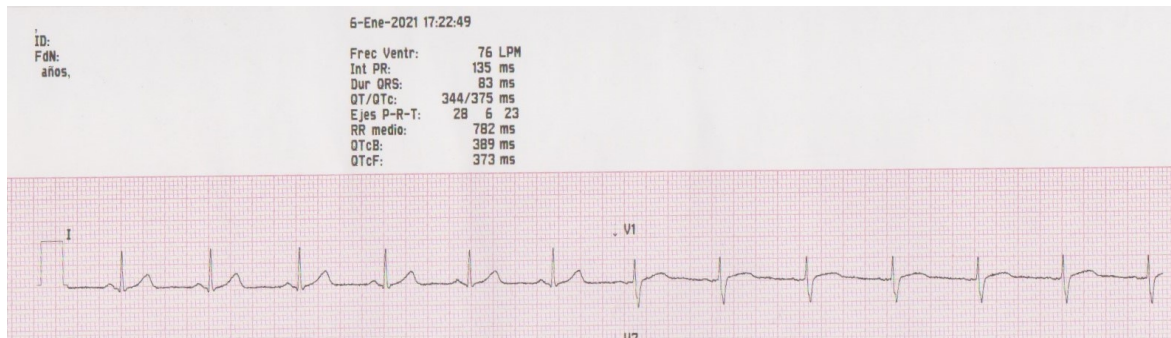


Figura 46: Paciente 3 Motara ELI 230

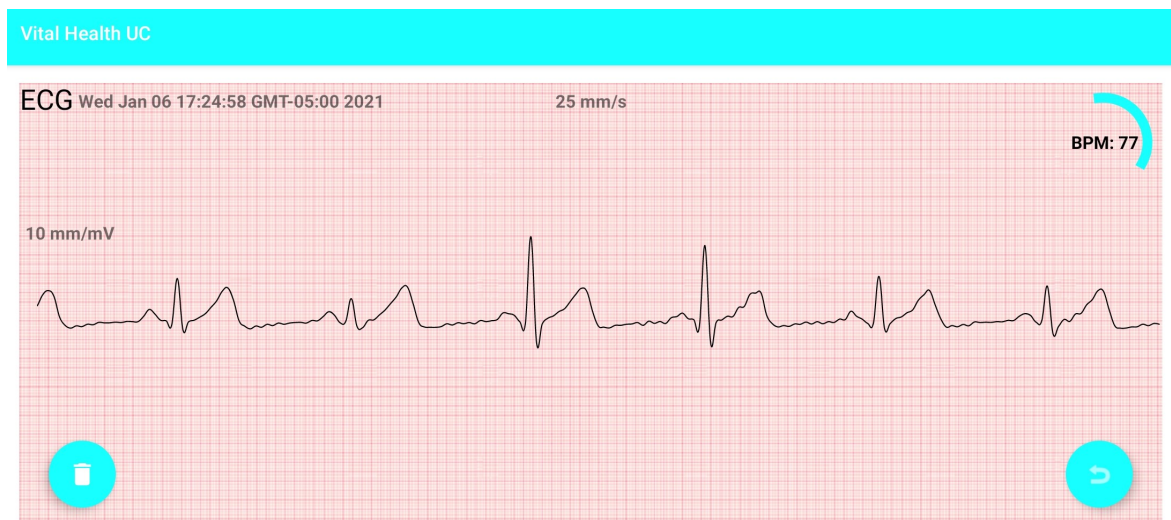


Figura 47: Paciente 3 Vital Health UC



Figura 48: Paciente 3 comparación

FC : 76 bpm
P : 97 ms
PR : 139 ms
QRS : 99 ms
QT/QTc : 396/445 ms
P/QRS/T : 61/-26/50 deg.
RV5/SV1 : 1.229/0.937 mV

Diag.:
Ritmo del seno
*****ECG Normal***

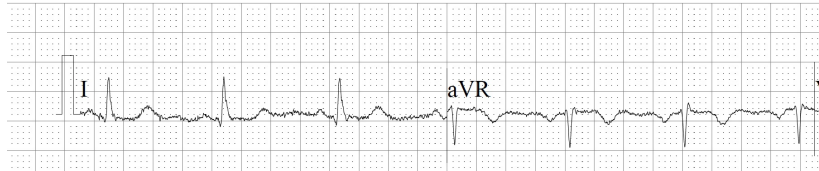


Figura 49: Paciente 4 Software

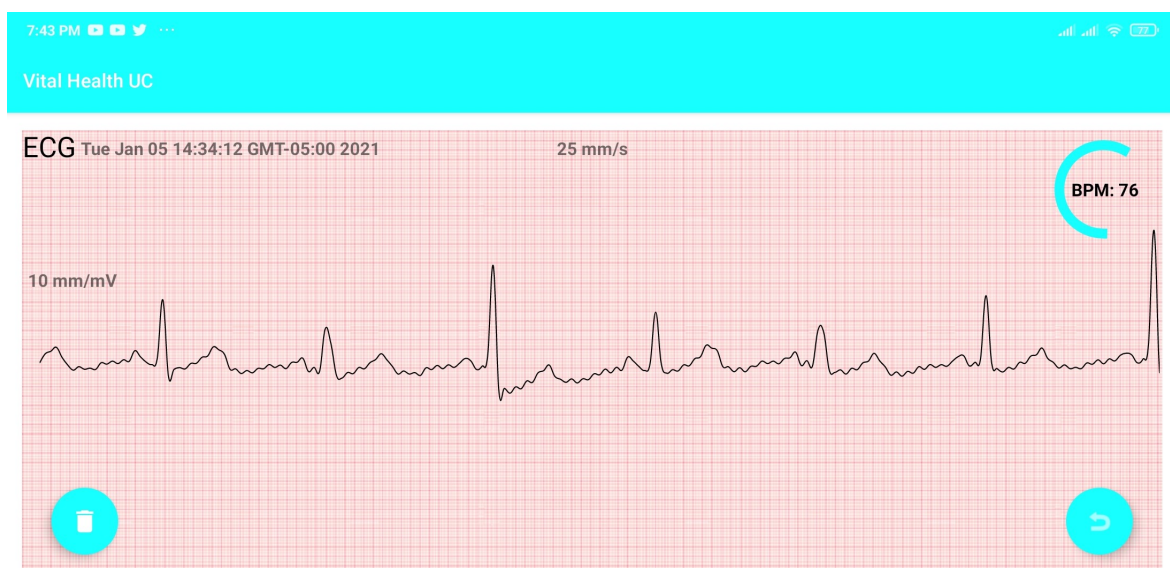


Figura 50: Paciente 4 Vital Health UC

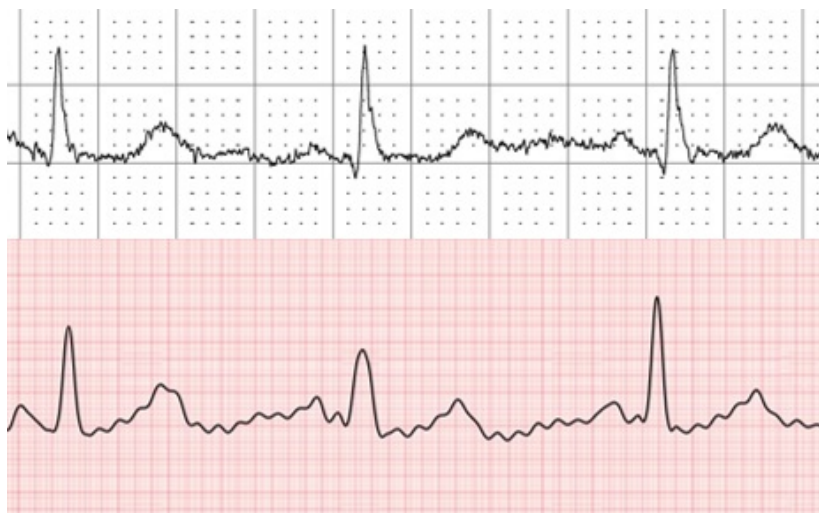


Figura 51: Paciente 4 comparación

FC : 62 bpm
P : 122 ms
PR : 169 ms
QRS : 77 ms
QT/QTc : 434/441 ms
P/QRS/T : 61/9/37 deg.
RV5/SV1 : 1.562/0.463 mV

Diag.:
Ritmo del seno
*****ECG Normal**

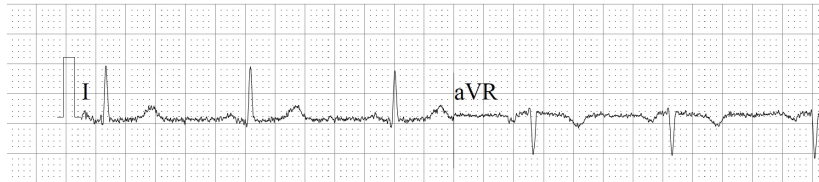


Figura 52: Paciente 5 Software

Vital Health UC



Figura 53: Paciente 5 Vital Health UC



Figura 54: Paciente 5 comparación

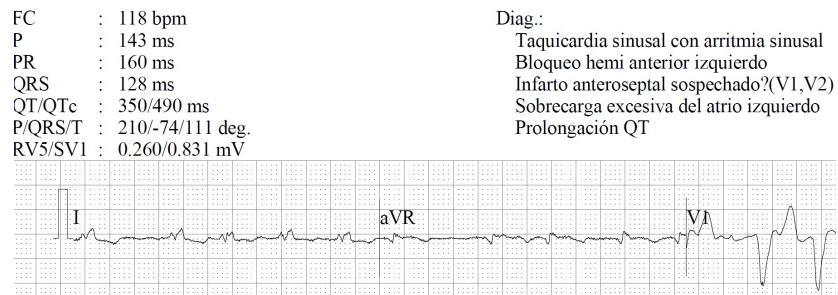


Figura 55: Paciente 6 Software

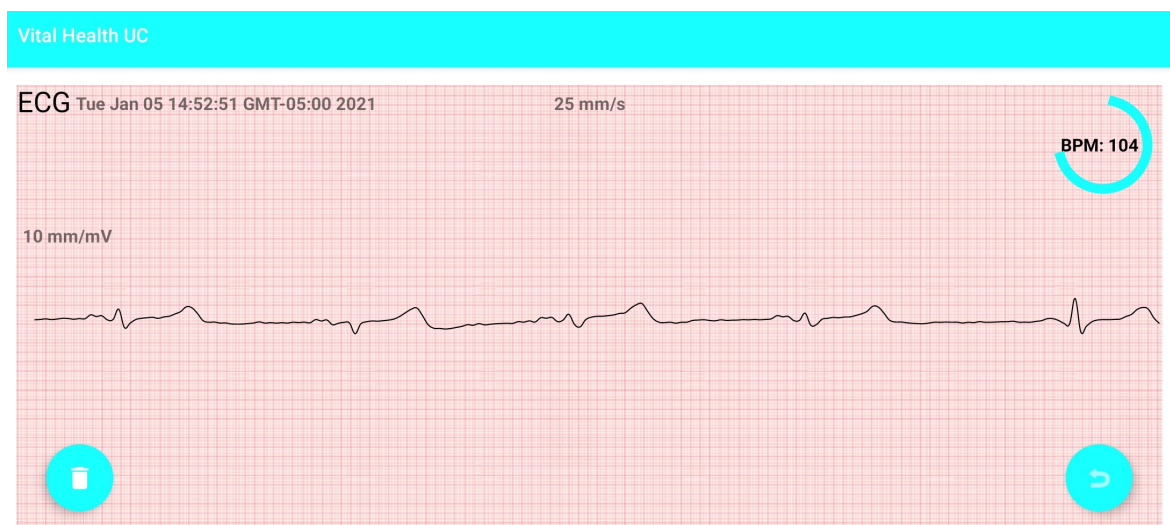


Figura 56: Paciente 6 Vital Health UC

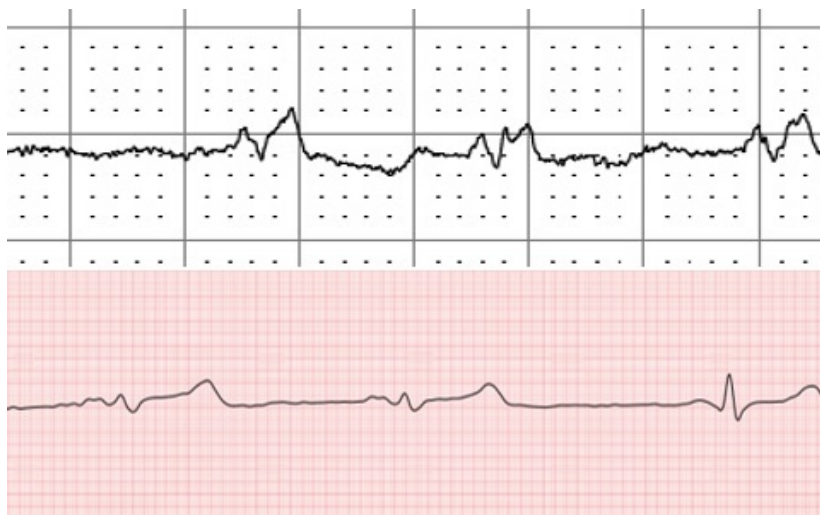


Figura 57: Paciente 6 comparación

FC	: 71 bpm	Diag.:
P	: 103 ms	Ritmo del s
PR	: 155 ms	Desviación
QRS	: 101 ms	
QT/QTc	: 382/415 ms	
P/QRS/T	: 62/193/45 deg.	
RV5/SV1	: 0.551/0.621 mV	

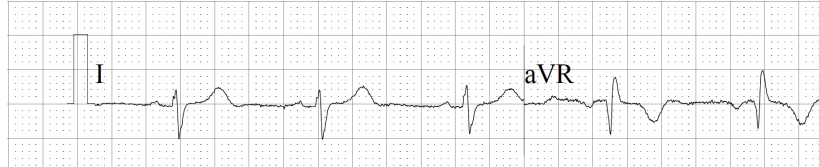


Figura 58: Paciente 7 Software

Vital Health UC



Figura 59: Paciente 7 Vital Health UC



Figura 60: Paciente 7 comparación

FC : 64 bpm
P : 99 ms
PR : 155 ms
QRS : 98 ms
QT/QTc : 433/447 ms
P/QRS/T : 40/185/48 deg.
RV5/SV1 : 0.496/0.236 mV

Diag.:
Ritmo del seno
Desviación derecha

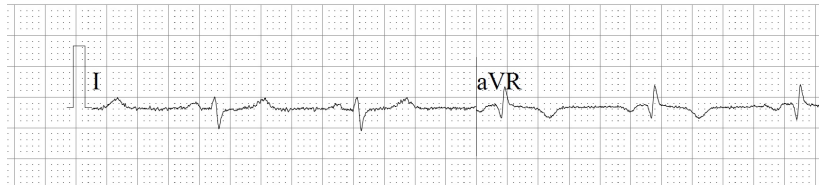


Figura 61: Paciente 8 Software

Vital Health UC



Figura 62: Paciente 8 Vital Health UC



Figura 63: Paciente 8 comparación

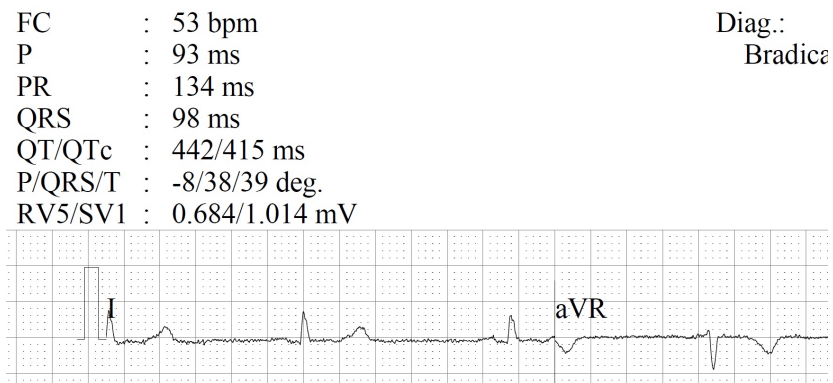


Figura 64: Paciente 9 Software

Vital Health UC

ECG Tue Jan 05 15:02:38 GMT-05:00 2021

25 mm/s

BPM: 49

10 mm/mV

Figura 65: Paciente 9 Vital Health UC



Figura 66: Paciente 9 comparación

Diseños y manuales

.1. Diseño PCB

Para el diseño del PCB se utilizó el software EasyEDA. Se diseñó el circuito electrónico para luego poder generar el PCB. El diseño del PCB se encuentra en la carpeta **Schematics** en el repositorio github VitalHealthUC [39].

Debido al tamaño del integrado ESP32 [1] y del AD8232 [2], las pistas deben tener un ancho de aproximadamente 0.178 mm, las vías de menor tamaño son de 0.508 mm de diámetro, la separación mínima entre vías es de 0.180 mm. Las características técnicas se pueden ver en la figura 67 presentada en la hoja de datos del fabricante. El material utilizado para la placa por su precio y disponibilidad en el mercado es el FR4-Standard Tg 130-140C.

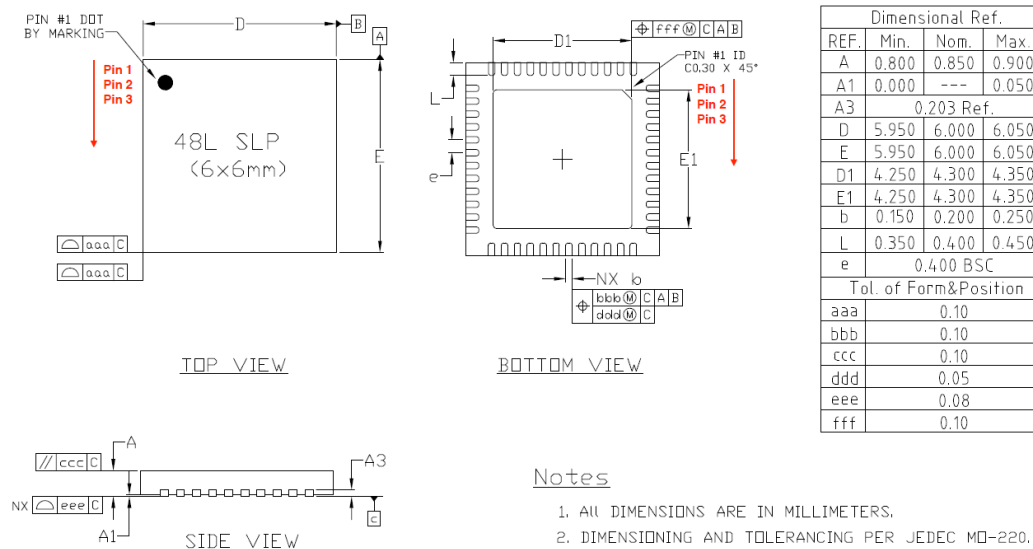


Figura 67: Especificaciones técnicas ESP32 [2]

El PCB final se lo muestra en las figuras 68 y 69.

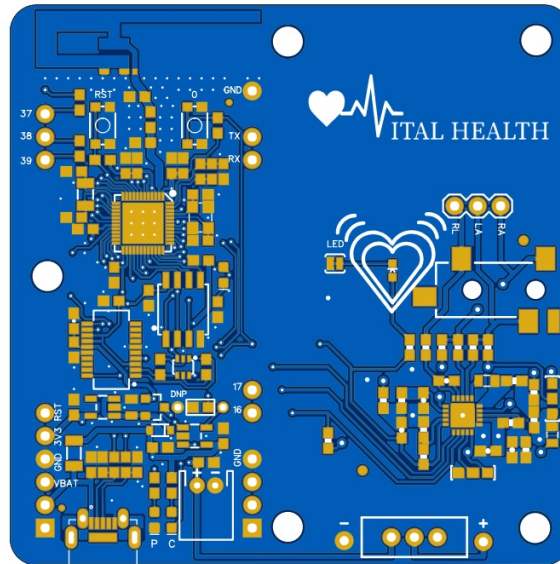


Figura 68: PCB vista frontal

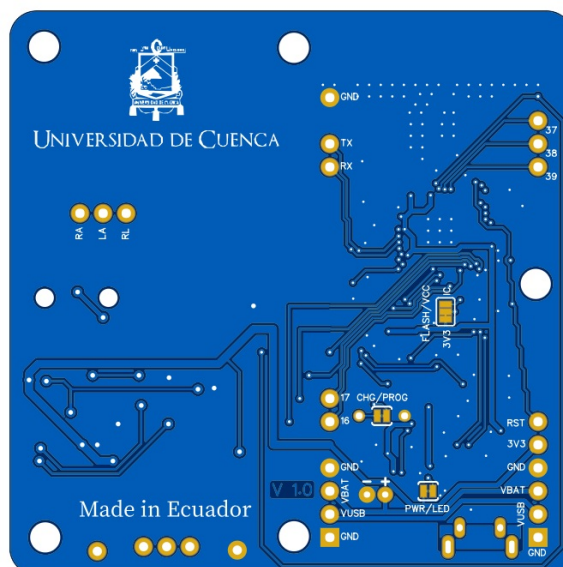


Figura 69: PCB vista posterior

.2. Diseño caja

El diseño de la caja para el PCB se lo realizó con el software Vectary. El diseño final para proteger y dar una mejor apariencia al dispositivo se ve en la figura 70. El diseño de la caja 3D se encuentra en la carpeta BoxDesign en el repositorio github VitalHealthUC [39].

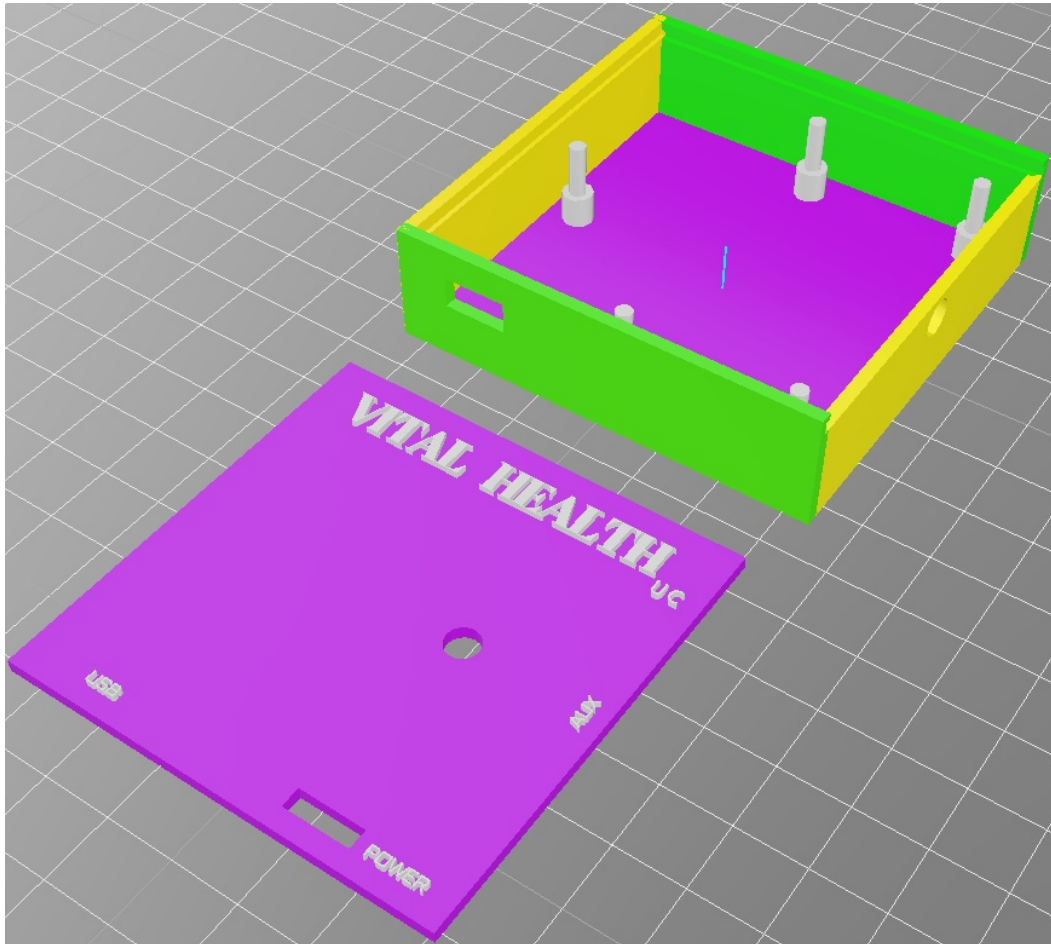


Figura 70: Caja del dispositivo

.3. Manual de usuario aplicación Android

A continuación se mostrará todas las ventanas gráficas que utiliza la [Application \(APP\)](#) de Vital Health UC (véase figuras: [71](#) - [79](#)).

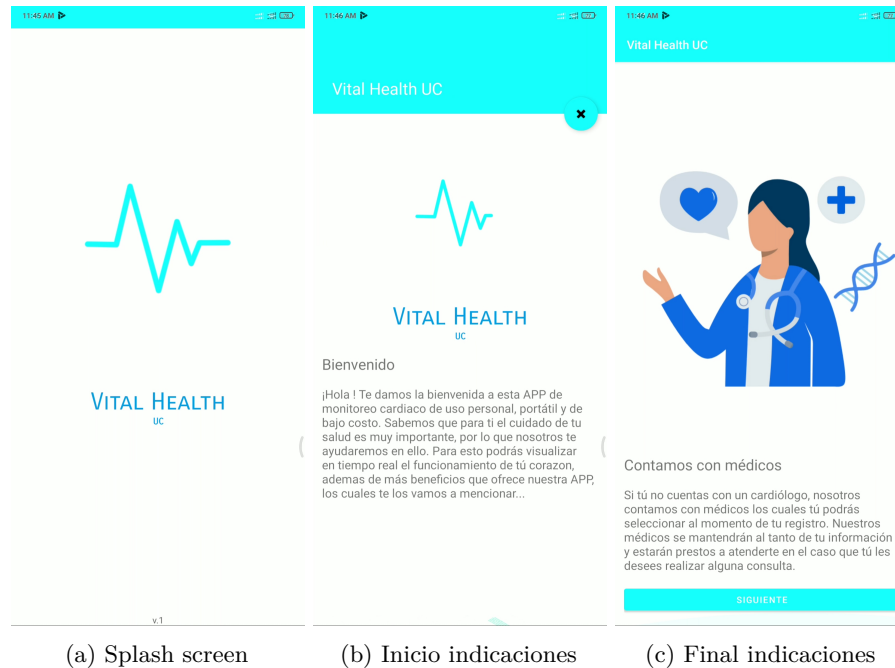


Figura 71: *Splash screen* e indicaciones del sistema

Las 3 ventanas mostradas en la figura [71](#) dan la bienvenida al usuario, así como detalla las características del sistema. Mediante 3 ventanas el usuario podrá acceder o proceder a registrarse en el sistema (véase figura: [72](#)).

El menú de navegación para un usuario sin registro solo muestra la sección de instrucciones así como la de la gráfica [ECG](#) (véase figura: [73](#)).

La ventana de indicaciones es semejante tanto en usuarios con registro como sin registro. Las características que diferencian a estos dos tipos de usuarios son la grabación de señales [ECG](#), visualización de registros almacenados y la notificación al médico mediante un correo electrónico (véase figura: [74](#)).

La comunicación mediante [BLE](#) presenta las ventanas mostradas en la figura [75](#). En primer lugar se verificará que el Bluetooth se encuentre activo y luego se muestra los dispositivos detectados. Finalmente se debe acceder a la última opción de los servicios [BLE](#) para recibir notificaciones.

En la figura [76](#) se muestra la interfaz de gráfica [ECG](#), en donde se observa el parámetro de la frecuencia cardíaca.

El menú del usuario registrado dispondrá de todas las características del sistema. En la figura [77](#) se muestra cada pantalla de las funciones de usuario con registro.

La figura [78](#) muestra el proceso de almacenamiento de una señal [ECG](#). Al pulsar el botón de grabación se registrará la señal por un período de 5 segundos, los cuales se indicarán en la pantalla mediante un conteo descendente. Al finalizar la grabación de la señal se podrá visualizar en pantalla el promedio de la frecuencia cardíaca. Si se detecta una anomalía en la frecuencia durante la grabación,

se generará una notificación al médico a través del envío de un email.

Al acceder al registro de archivos, se podrá ver las grabaciones, así como proceder a eliminar aquellos archivos innecesarios (véase figura: 79).

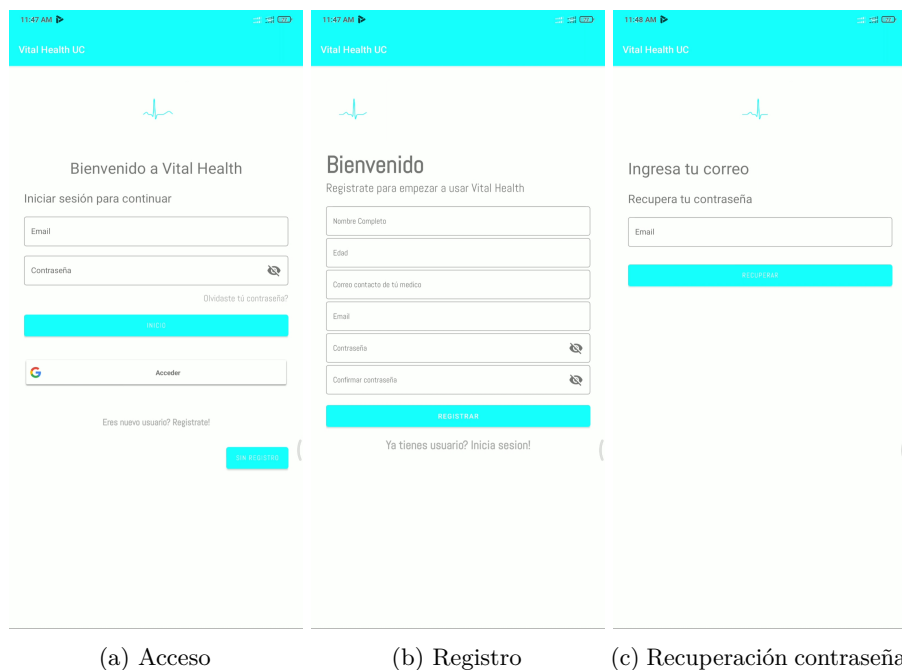


Figura 72: Acceso y registro

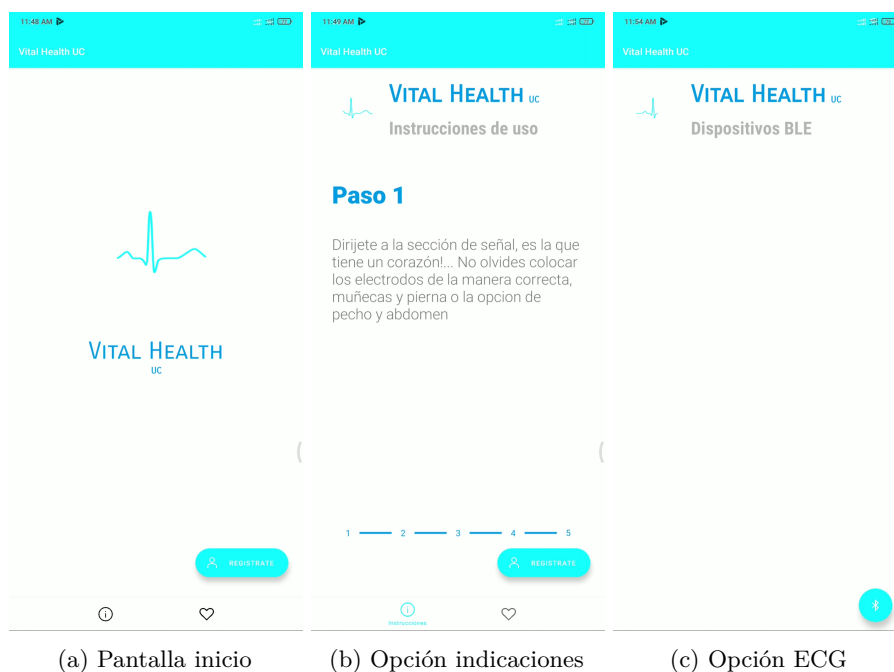


Figura 73: Menú usuario sin registro

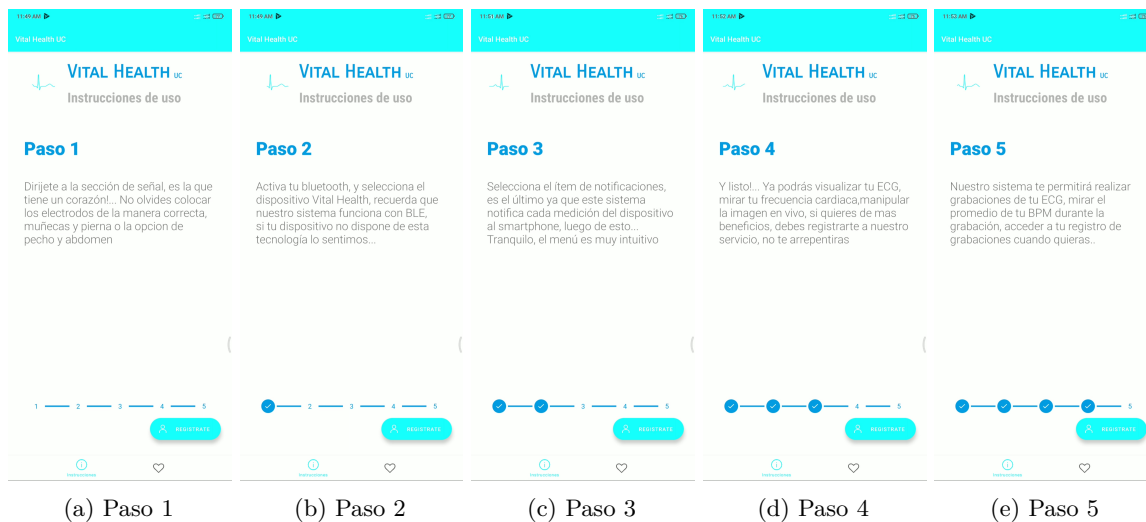


Figura 74: Indicaciones usuario sin registro



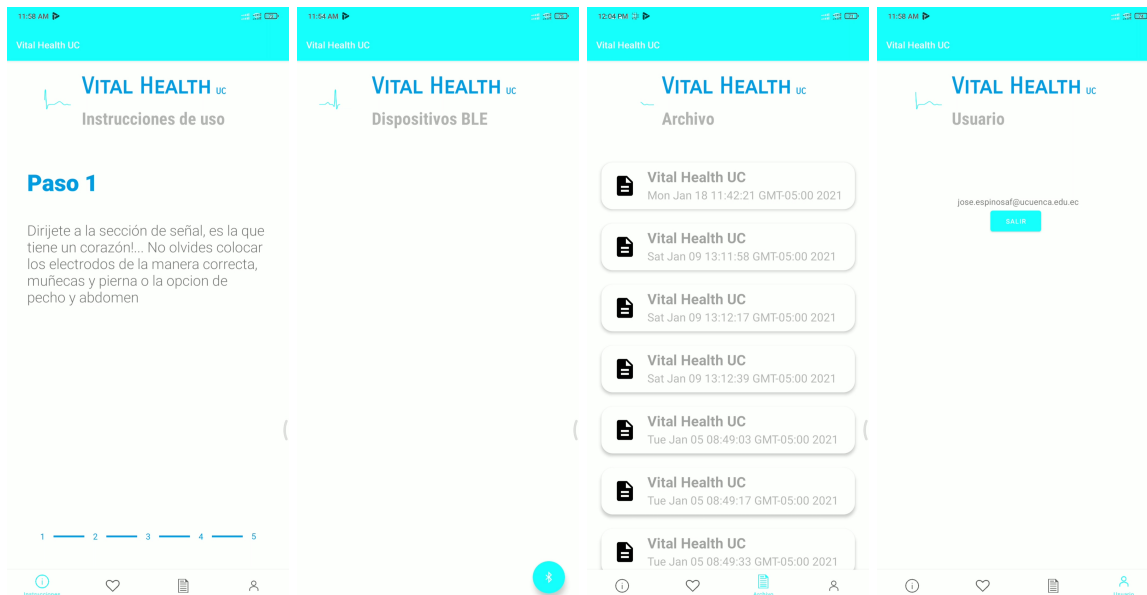
Figura 75: Menú BLE



(a) ECG inactivo

(b) ECG activo

Figura 76: ECG usuario sin registro



(a) Indicaciones

(b) BLE

(c) Archivo

(d) Usuario

Figura 77: Menú usuario registrado



Figura 78: Menú usuario con registro

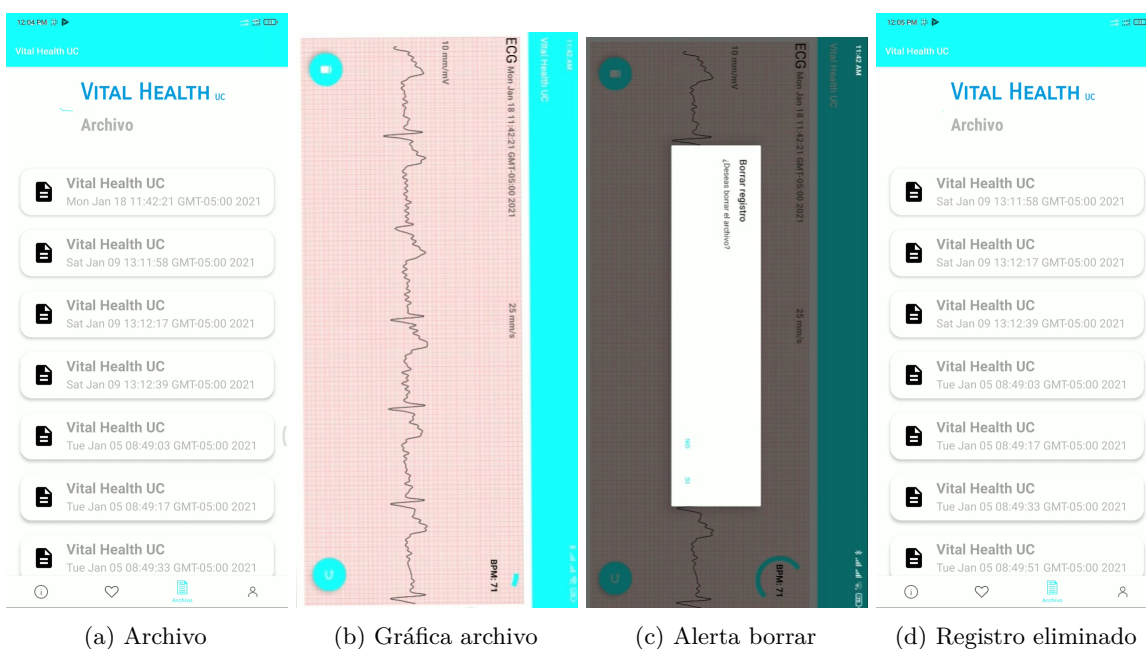


Figura 79: Menú archivo de señales ECG

.4. Circuitos ESP32

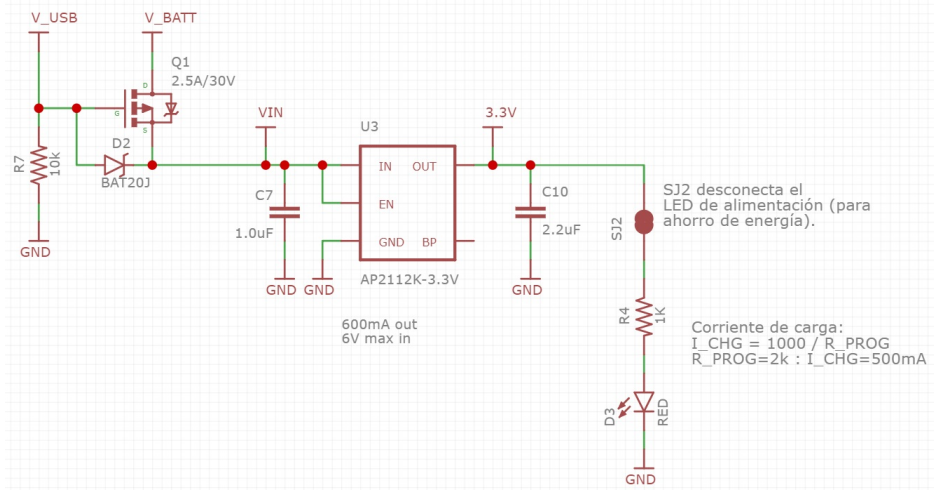


Figura 80: Circuito regulador de voltaje

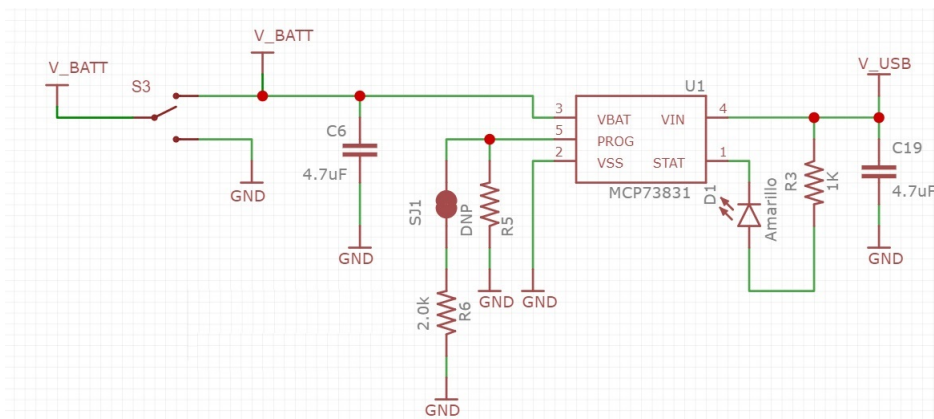


Figura 81: Circuito de carga de batería

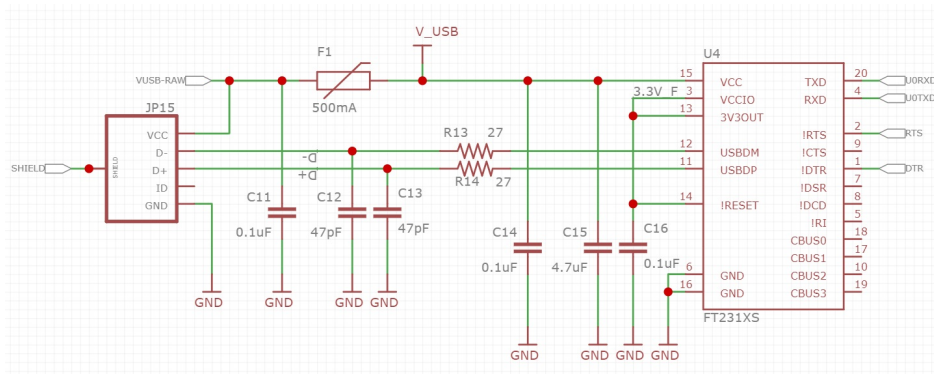


Figura 82: Circuito conversor USB a Serial

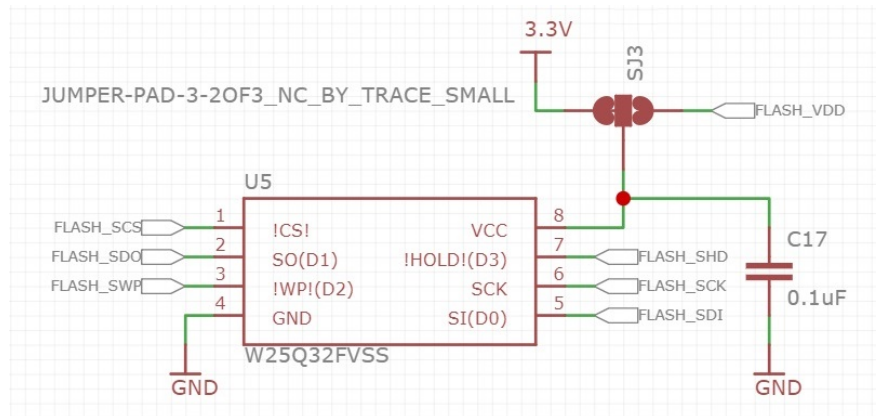


Figura 83: Circuito memoria interna 4MB

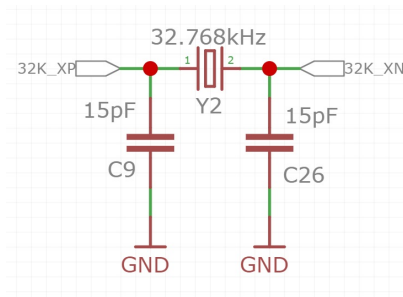


Figura 84: Circuito cristal 32.768KHz

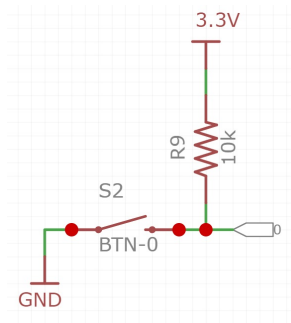


Figura 85: Circuito pulsante 0

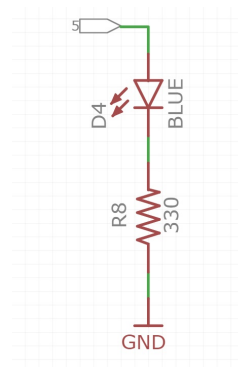


Figura 86: Circuito led pin 5

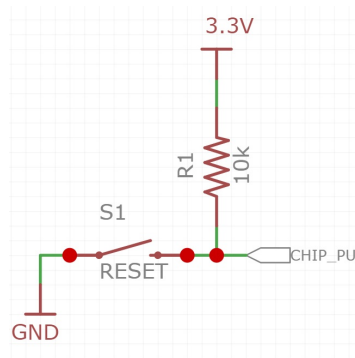


Figura 87: Circuito pulsante Reset

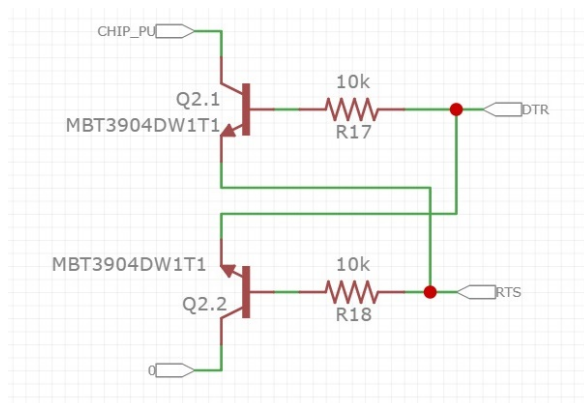


Figura 88: Circuito Auto Reset

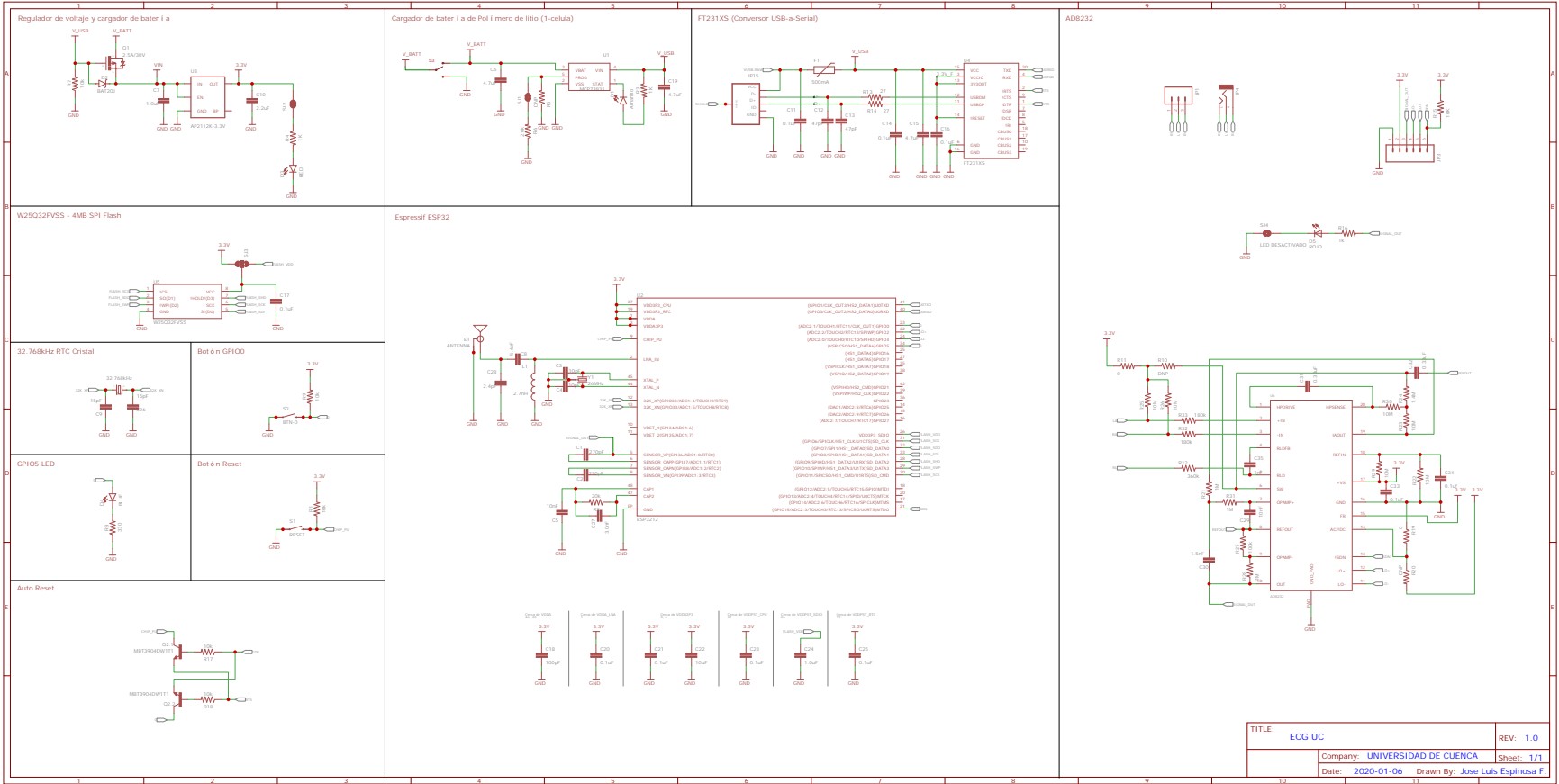


Figura 89: Circuito del dispositivo de monitoreo cardíaco propuesto

.5. Circuitos AD8232

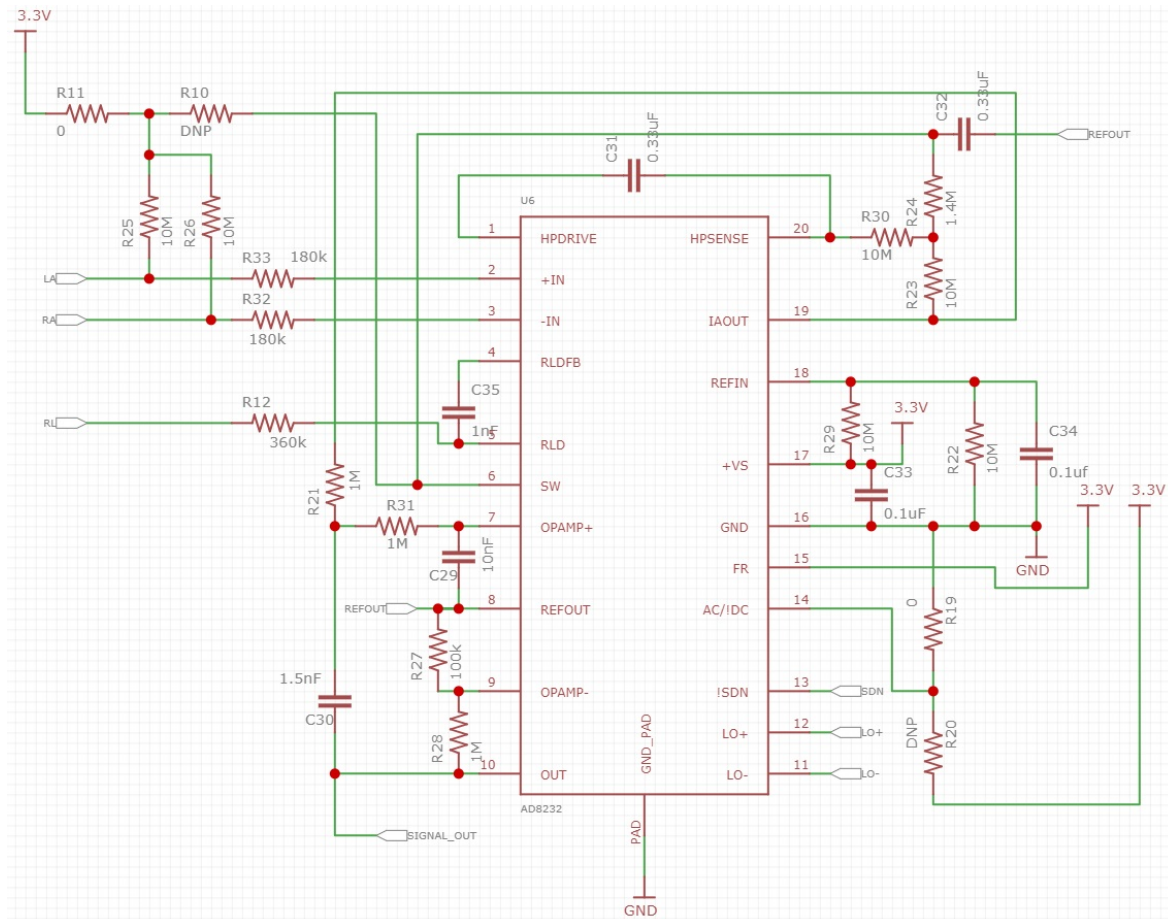


Figura 90: Circuito AD8232

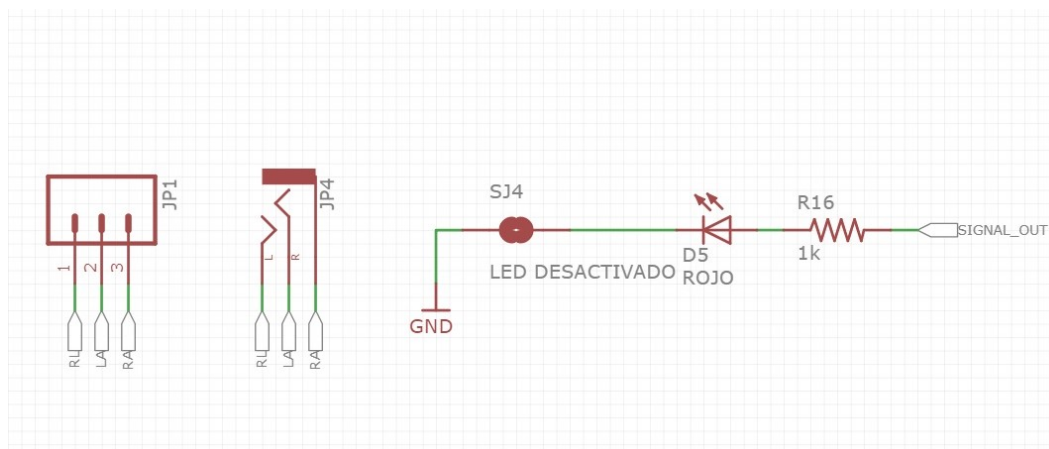


Figura 91: Circuito AD8232 AUX-Salidas-Led

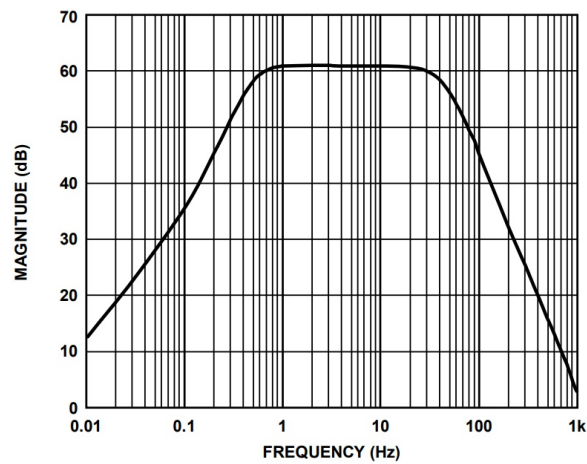


Figura 92: Respuesta en frecuencia del circuito de monitor cardíaco [2]

.6. Evidencia de las pruebas médicas realizadas



Figura 93: Paciente en estado estático

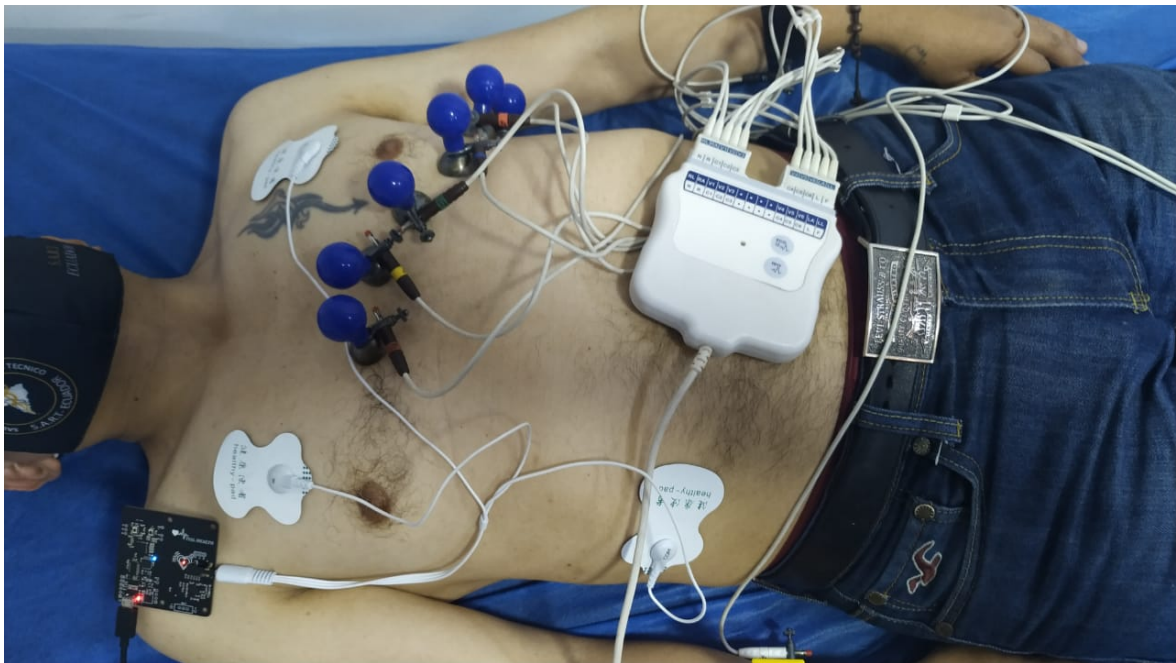


Figura 94: ECG Motara ELI 230 colocado

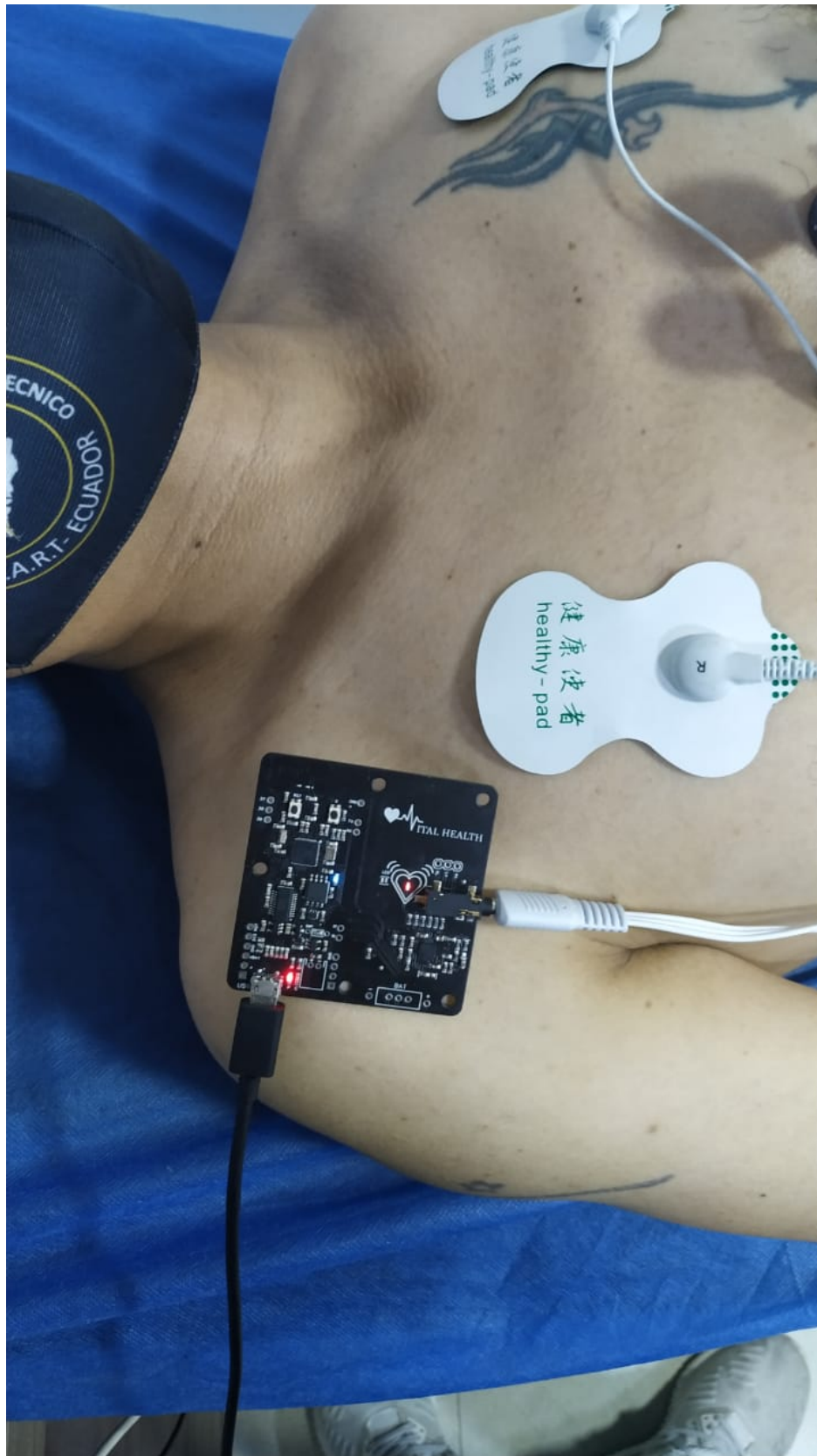


Figura 95: Sistema de monitoreo cardíaco Vital Health UC colocado



Bibliografía

- [1] E. Systems, “Esp32 series,” 2020, last accessed 12 January 2021. [En línea]. Disponible: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf
- [2] A. D. Inc., “Single-lead, heart rate monitor front end ad8232,” 2020, last accessed 12 January 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>
- [3] C. Ye, M. T. Coimbra, y B. V. K. V. Kumar, “Investigation of human identification using two-lead electrocardiogram (ecg) signals,” in *2010 Fourth IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS)*, Sep. 2010, pp. 1–8.
- [4] J. Liu y Y. Zhou, “Design of a novel portable ecg monitor for heart health,” in *2013 Sixth International Symposium on Computational Intelligence and Design*, vol. 2, Oct 2013, pp. 257–260.
- [5] L. Sörnmo y P. Laguna, *Electrocardiogram (ECG) Signal Processing*. United States: John Wiley and Sons, 2006, vol. 2, pp. 1298–1313.
- [6] K. Monteiro, E. Rocha, E. Silva, G. L. Santos, W. Santos, y P. T. Endo, “Developing an e-health system based on iot, fog and cloud computing,” in *2018 IEEE/ACM International Conference on Utility and Cloud Computing Companion (UCC Companion)*, Dec 2018, pp. 17–18.
- [7] M. Donati, A. Celli, A. Ruiiu, S. Saponara, y L. Fanucci, “A telemedicine service platform exploiting bt/ble wearable sensors for remote monitoring of chronic patients,” in *2018 7th International Conference on Modern Circuits and Systems Technologies (MOCAST)*, May 2018, pp. 1–4.
- [8] L. Testut y A. Latarjet, *Compendio de anatomía descriptiva*. Barcelona, España: Elsevier Masson, 2001, pp. 240–259.
- [9] K. E. Barrett y W. F. Ganong, *Ganong fisiología médica*. México: McGraw Hill Interamericana, 2010, oCLC: 804855353. [En línea]. Disponible: <https://www.accessmedicina.com>
- [10] A. López Farré, C. Macaya Miguel, y Hospital Clínico San Carlos, *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA*. Bilbao: Fundación BBVA, 2009, oCLC: 804695881. [En línea]. Disponible: https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/fbbva_libroCorazon_Cap_4.html?gOrri=1
- [11] J. L. Jameson, A. Fauci, D. Kasper, S. Hauser, D. Longo, J. Loscalzo, y C. Weiner, *Harrison's Principles of Internal Medicine*. United States: McGraw Hill, 2015.



- [12] A. K. A. Richard N Mitchell y J. C. Aster, *Robbins and Cotran Pathologic Basis of Disease*. United States: Elsevier, 2016.
- [13] J. Hall, *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. United States: Elsevier, 2016. [En línea]. Disponible: <https://www.elsevier.com>
- [14] S. C. Tai, C. W. Chang, y C. F. Chen, "Designing better adaptive sampling algorithms for ecg holter systems," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, num. 9, pp. 901–903, Sep. 1997.
- [15] J. A. Zavala-Villeda, "Descripción del electrocardiograma normal y lectura del electrocardiograma," p. 4, 2017.
- [16] J. I. A. Contreras, "IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA PARA EL MONITOREO DE SEÑALES ECG, MEDIANTE EL USO DE UN SENSOR INALÁMBRICO Y UN DISPOSITIVO MÓVIL CON ANDROID," p. 68. [En línea]. Disponible: <https://bibliotecadigital.univalle.edu.co/handle/10893/15776>
- [17] K. Monteiro, E. Rocha, E. Silva, G. L. Santos, W. Santos, y P. T. Endo, "Developing an e-health system based on iot, fog and cloud computing," in *2018 IEEE/ACM International Conference on Utility and Cloud Computing Companion (UCC Companion)*, Dec 2018, pp. 17–18.
- [18] J. C. Cárdenas, L. C. M. Otero, J. R. Blandón, J. V. Santander, y S. Mendoza, "APOYO AL ESTADO DEL ARTE DEL INTERNET DE LAS COSAS EN SALUD," . pp., p. 12.
- [19] D. Castro, W. Coral, J. Cabra, J. Colorado, D. Méndez, y L. Trujillo, "Survey on IoT solutions applied to Healthcare," *DYNA*, vol. 84, num. 203, pp. 192–200, Oct. 2017. [En línea]. Disponible: <https://revistas.unal.edu.co/index.php/dyna/article/view/64558>
- [20] A. Domínguez y M. Vargas-Lombardo, "El estado del arte: Salud inteligente y el internet de las cosas," *I+D Tecnológico*, vol. 14, num. 1, pp. 14–17, Jun. 2018. [En línea]. Disponible: <http://revistas.utp.ac.pa/index.php/id-tecnologico/article/view/1809>
- [21] E. Systems, "Hardware design guidelines," 2020, last accessed 12 February 2021. [En línea]. Disponible: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_hardware_design_guidelines_en.pdf
- [22] Naveen, R. K. Sharma, y A. R. Nair, "Iot-based secure healthcare monitoring system," in *2019 IEEE International Conference on Electrical, Computer and Communication Technologies (ICECCT)*, Feb 2019, pp. 1–6.
- [23] L. Chuquimarca, D. Roca, W. Torres, L. Amaya, J. Orozco, y D. Sanchez, "Mobile IoT device for BPM monitoring people with heart problems," in *2020 International Conference on Electrical, Communication, and Computer Engineering (ICECCE)*. Istanbul, Turkey: IEEE, Jun. 2020, pp. 1–5. [En línea]. Disponible: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9179293/>
- [24] P. Singh y A. Jasuja, "Iot based low-cost distant patient ecg monitoring system," in *2017 International Conference on Computing, Communication and Automation (ICCCA)*, May 2017, pp. 1330–1334.

-
- [25] A. B. Jani, R. Bagree, y A. K. Roy, "Design of a low-power, low-cost ecg emg sensor for wearable biometric and medical application," in *2017 IEEE SENSORS*, Oct 2017, pp. 1–3.
- [26] M. R. F. Nurdin, S. Hadiyoso, y A. Rizal, "A low-cost internet of things (iot) system for multi-patient ecg's monitoring," in *2016 International Conference on Control, Electronics, Renewable Energy and Communications (ICCEREC)*, Sep. 2016, pp. 7–11.
- [27] M. R. F. Nurdin, S. Hadiyoso, y A. Rizal, "A low-cost Internet of Things (IoT) system for multi-patient ECG's monitoring," in *2016 International Conference on Control, Electronics, Renewable Energy and Communications (ICCEREC)*. Bandung, Indonesia: IEEE, Sep. 2016, pp. 7–11. [En línea]. Disponible: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7814958/>
- [28] A. M. Mendiguren, "Un electrocardiógrafo inteligente de bajo coste," p. 142.
- [29] A. Campoverde, D. Hernandez, y B. Mazon-Olivo, "Cloud computing with open-source tools for internet of things," *MASKANA*, vol. Especial, pp. 173–182, 09 2015.
- [30] D. K. Halim, T. C. Ming, N. M. Song, y D. Hartono, "Arduino-based ide for embedded multi-processor system-on-chip," in *2019 5th International Conference on New Media Studies (CON-MEDIA)*, Oct 2019, pp. 135–138.
- [31] M. D. Hahm, E. G. Friedman, y E. L. Titlebaum, "A comparison of analog and digital circuit implementations of low power matched filters for use in portable wireless communication terminals," *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing*, vol. 44, num. 6, pp. 498–506, June 1997.
- [32] D. Incorporated, "600ma cmos ldo regulator with enable," 2017, last accessed 19 January 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/AP2112.pdf>
- [33] —, "Diodes incorporated," 2018, last accessed 19 January 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/DMG2307L.pdf>
- [34] STMicroelectronics, "High efficiency switching and ultra low leakage current schottky diode," 2004, last accessed 19 January 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/datasheet/group1/81/a4/1f/0e/ca/8c/47/ba/CD00012201/files/CD00012201.pdf/jcr:content/translations/en.CD00012201.pdf>
- [35] M. T. Inc, "Miniature single-cell, fully integrated li-ion, li-polymer charge management controllers," 2005-2020, last accessed 19 January 2021. [En línea]. Disponible: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/MCP73831-Family-Data-Sheet-DS20001984H.pdf>
- [36] F. T. D. I. Limited, "Future technologyvdevices international ltd. ft231x (usb to full handshake uart ic)," 2013, last accessed 19 January 2021. [En línea]. Disponible: https://www.ftdichip.com/Support/Documents/DataSheets/ICs/DS_FT231X.pdf
- [37] SpiFlash, "3v 32m-bit serial flash memory with dual, quad spi," 2018, last accessed 19 January 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.winbond.com/resource-files/w25q32jv%20revg%2003272018%20plus.pdf>
-



- [38] L. Semiconductor Components Industries, “Dual general purpose transistors,” 2015, last accessed 19 January 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.onsemi.com/pub/Collateral/MBT3904DW1T1-D.PDF>
- [39] J. Espinosa y F. Astudillo, “fabianastudillo/vitalhealthuc,” Feb. 2021, original-date: 2021-02-12T00:56:41Z. [En línea]. Disponible: <https://github.com/fabianastudillo/vitalhealthuc>
- [40] I. Welch Allyn, “Eli 230 12-lead resting ecg specifications,” 2018, last accessed 19 January 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.welchallyn.com/content/dam/welchallyn/documents/sap-documents/MRC/80022/80022594MRCPDF.pdf>
- [41] R. Esteve y G. Mitjans, *Enfermería Técnicas clínicas*. Madrid: l Mc Graw Hill Interamericana, 2002.
- [42] M. E. B. Santacruz y D. V. Romero, “Aseguramiento metrológico,” p. 233.
- [43] C. Graettinger, S. Garcia, J. Sivi, R. Schenk, y P. Van Syckle, “Tools - AFRL TRL Calculator,” 2002, last accessed 9 February 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.dau.edu/cop/stm/Lists/Tools/DispForm.aspx?ID=4&Source=https%3A%2F%2Fwww%2Edau%2Eedu%2Fcop%2Fstm%2Flists%2Ftools%2Fallitems%2Easpx&ContentTypeId=0x010051CD3A8A368D5347A6595B3B5385510700AA867A0513EB0A44B7EC5897985C3BB8>